

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
WE WROCŁAWIU
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Dominika Świercz

WPŁYW INTENSYWNEGO TRENINGU
INTERWAŁOWEGO NA KONTROLĘ RUCHU
U OSÓB CHORYCH NA CHOROBY PARKINSONA

Rozprawa doktorska

opracowana w Zakładzie Kinezyjologii, na Wydziale Fizjoterapii
w Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

Promotor: prof. dr hab. Jarosław Marusiak

Promotor pomocniczy: †dr Renata Andrzejewska

WROCŁAW 2021

Spis treści

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE.....	8
I WSTĘP.....	12
I.1 Diagnoza choroby Parkinsona.....	12
I.1.1 Diagnostyka w praktyce klinicznej.....	12
I.1.2 Kierunki rozwoju w diagnostyce choroby Parkinsona.....	13
I.2 Patomechanizm choroby Parkinsona.....	15
I.3 Symptomy choroby Parkinsona.....	16
I.3.1 Bradykineza.....	17
I.3.2 Sztywność parkinsonowska.....	20
I.3.3 Drżenie.....	21
I.4 Integracja sensoryczna u osób z chorobą Parkinsona.....	22
I.5 Kontrola funkcji oburęcznych u osób z chorobą Parkinsona.....	22
I.6 Terapia w chorobie Parkinsona.....	25
I.7 Badania nad wpływem treningu fizycznego na chorobę Parkinsona.....	27
I.8 Przesłanka badawcza.....	31
II Cel Pracy.....	34
III HIPOTEZY BADAWCZE.....	34
IV METODYKA BADAŃ.....	35
IV 1. Osoby badane.....	35
IV 2. Plan eksperymentu.....	37
IV 3. Procedura treningowa.....	37
IV 4. Procedury pomiarowe.....	40
IV 4.1 Ocena kontroli funkcji oburęcznych chwytnych.....	40
IV 4.1.1 Procedura wykonywania rejestracji siły i sygnałów elektromiograficznych.....	40
IV 4.1.2 Procedura wykonywania analiz siły i sygnałów elektromiograficznych.....	45
IV 4.1.2.1 Analizowane parametry z zapisów siły.....	48
IV 4.1.2.2 Analizowane parametry z zapisów elektromiograficznych...	49
IV 4.2 Ocena neurologiczna.....	53

IV 5. Analiza statystyczna.....	55
V WYNIKI.....	56
V.1 Parametry siły.....	56
V.1.1 Analiza powtarzalności wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	57
V.1.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów siły na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	57
V.1.2.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	57
V.1.2.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla gradientów siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	63
V.1.2.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla przyrostów siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	65
V.1.2.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla czasów przyrostów siły Load-F na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	69
V.1.3 Analiza powtarzalności wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	72
V.1.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów siły na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	73

V.1.4.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	73
V.1.4.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla gradientów sił Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	76
V.1.4.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla przyrostów siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	79
V.1.4.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla czasów przyrostów siły Load-F na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC..	83
V.1.4.5 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów opisujących dynamikę rozwijania siły GF-Man dla całego przebiegu próby 20% MVC Load-F bez podziału na pośrednie poziomy siły Load-F.....	84
V.1.4.6 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla czasu opóźnienia (latencji) między początkiem wyzwalań siły ściskania kończyny manipulującej i stabilizującej (TGF-lat MAN-STAB) podczas próby 20% MVC Load-F.....	87
V.2 Parametry elektromiograficzne.....	88
V.2.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla parametrów elektromiograficznych (EMG) na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	88
V.2.1.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSA-EMG FDI na	

poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	88
V.2.1.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSF-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	91
V.2.1.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSS-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	93
V.2.1.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSD-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	95
V.2.1.5 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MNPPS-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC.....	97
V.2.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla parametrów elektromiograficznych (EMG) na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	99
V.2.2.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSA-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	99
V.2.2.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSF-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	101
V.2.2.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSS-EMG FDI na	

poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	103
V.2.2.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSD-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	104
V.2.2.5 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MNPPS-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC.....	107
V.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów oceny neurologicznej opisujących bradykinezę kończyny górnej oraz całościowo oceniających nasilenie symptomów ruchowych choroby Parkinsona	109
VI Dyskusja.....	111
VI.1 Zastosowanie w pracy paradygmatu oburęcznego zadania ruchowego do zbadania wpływu ITI na mechanizmy sterowania ruchem w chorobie Parkinsona.....	111
VI.1.1 Wpływ ITI na parametry narastania siły podczas prób wyzwalania maksymalnej siły pociągania (100% MVC Load-F).....	112
VI.1.2 Wpływ ITI na parametry narastania siły podczas prób wyzwalania siły pociągania do poziomu 20% MVC Load-F.....	115
VI.1.3 Wpływ ITI na czas opóźnienia między początkiem wyzwalania siły ściskania kończyny manipulującej i stabilizującej podczas próby 20% MVC Load-F.....	118
VI.2 Zastosowanie w pracy analizy kształtu iglic elektromiogramu do zbadania wpływu ITI na mechanizmy sterowania ruchem w chorobie Parkinsona	119
VI.2.1 Wpływ ITI na parametry kształtu iglic elektromiogramu podczas prób wyzwalania maksymalnej siły pociągania (100% MVC Load-F)	120

VI.2.2 Wpływ ITI na parametry kształtu iglic elektromiogramu podczas prób wyzwalania siły pociągania do poziomu 20% MVC Load-F	122
VI.2.3 Wpływ ITI na parametry kształtu iglic elektromiogramu zarejestrowane w spoczynku (0% MVC Load-F).....	124
VI.3 Wpływ ITI na parametry klinicznej oceny bradykinezji kończyny górnej oraz na całościową ocenę symptomów ruchowych choroby Parkinsona.....	125
VI.4. Rozważania nad mechanizmami pozytywnych zmian w sterowaniu ruchem na skutek zastosowanego cyklu treningowego ITI u pacjentów cierpiących na PD.....	126
VI.5 Słabe strony pracy.....	131
VI.5.1 Powtarzalność pomiarów.....	131
VI.5.2 Mała ilość osób badanych	132
VI.5.3 Brak oceny dynamiki zmian pomiędzy poziomami siły.....	133
VI.5.4 Duże odchylenia standardowe w wielu parametrach analizy sygnału siły i EMG.....	133
VI.5.5 Wybór mięśnia do analiz sygnału EMG.....	135
VI.6 Znaczenie wyników niniejszych badań dla fizjoterapii w chorobie Parkinsona i dla dalszych badaniach naukowych nad mechanizmami plastyczności układu nerwowo-mięśniowego wywołanymi wysiłkiem fizycznym.....	135
VII Wnioski.....	137
VIII PIŚMIENNICTWO.....	159
STRESZCZENIE.....	147
ABSTRACT (streszczenie w języku angielskim).....	150
SPIS RYCIN	153
SPIS TABEL.....	159

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE

- BDNF (brain-derived neurotrophic factor) – neurotroficznyneurotroficzny czynnik pochodzenia mózgowego;
- BP (Bereitschaftpotential) – parametr EEG, potencjał związany z gotowością do ruchu;
- D1 – rodzaj receptorów dopaminergicznych w prążkowie;
- D2 – rodzaj receptorów dopaminergicznych w prążkowie;
- DA – dopamina;
- DBS (deep brain stimulation) – głęboka stymulacja mózgu;
- DLPC (dorsolateral prefrontal cortex) – grzbietowo boczna kora przedczołowa;
- EEG (elektroencephalography) – elektroencefalografia;
- EMG (electromyography) – elektromiografia;
- faza OFF – okres pogorszenia się objawów u osób z chorobą Parkinsona po 12-godzinnym, całonocnym odstawieniu leków anty-parkinsonowskich;
- faza ON – czas gdy osoba z choroba Parinsona znajduje się pod wpływam działania leków, okres złagodzenia objawów;
- FDI (first dorsal interosseous) – mięsień pierwszy grzbietowy międzykostny;
- FE (forced exercise) – trening o intensywności wyższej niż wolicjonalna;
- FLAIR (Fluid-attenuated inversion recovery) – jedna z Technik obrazowania przy użyciu rezonansu magnetycznego;
- f-MRI (functional magnetic resonance imaging) – funkcjonalny rezonans magnetyczny
- GDNF (glial derived neurotrophic factor) – glejowy czynnik neurotroficzny;
- GF-Man (manipulating hand grip force) – siła chwytu ręki manipulującej;
- GF-Stab (stabilizng hand grip force) – siła chwytu ręki stabilizującej;
- Global – ogólna ocena sprawności ruchowej oceniana na podstawie wyników zadań 18-31 części III skali UPDRS;
- HR (heart rate) – częstość skurczów serca;
- HRrest (resting heart rate) – tętno spoczynkowe;
- ICC (intraclass correlation coefficient) – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej;

- IGF-1 (insulinelike growth factor) – insulinopodobny czynnik wzrostu;
- ITI – intensywny trening interwałowy;
- JM – jednostka motoryczna;
- K – grupa kontrolna;
- L-dopa – lewodopamina;
- Load-F (load force) – siła pociągania w płaszczyźnie strzałkowej;
- LTP (long time potentiation) – długotrwałe wzmocnienie synaptyczne;
- MdF (median frequency) – częstotliwość medianowa;
- MEG (magnetoencephalography) – magnetoencefalografia;
- MF (mean frequency) – średnia częstotliwość;
- MI – pierwszorzędowa kora ruchowa;
- MMG (mechanomyography) – mechanomiografia;
- MNPPS (mean numer of peaks per spike) – średnia ilość szczytów na iglicę;
- MPTP (1-metylo-4-fenilo-1,2,3,6-tetrahydropirydyna) neurotoksyna uszkadzająca struktury SNc i wywołująca objawy choroby Parkinsona. Często stosowana w badaniach na zwierzętach w celu wywołania objawów parkinsonizmu;
- MRCP (motor related cortical potential) – parameter EEG, potencjał związany z ruchem;
- MRI / cMRI (magnetic resonance imaging / conventional magnetic resonance imaging) – rezonans magnetyczny;
- MRS (magnetic resonance spectroscopy) – spektroskopia rezonansu magnetycznego;
- MSA (mean spike amplitude) – średnia amplituda iglic;
- MSD (mean spike duration) – średni czas trwania iglic;
- MSF (mean spike frequency) – średnia częstotliwość iglic;
- MSS (mean spike slope) – średnie nachylenie krzywych iglic;
- MVC (Maximal Voluntary Contraction) – maksymalny skurcz dowolny;
- NGF (neural growth factor) – nerwowy czynnik wzrostu;
- OUN – ośrodkowy układ nerwowy;
- PD (Parkinson's disease) – choroba Parkinsona;

- PET (positron emission tomography) – pozytonowa tomografia emisyjna;
- pH – stężenie jonów wodorowych we krwi;
- PMC (premotor cortex) – kora przedruchowa;
- post – badane w grupie badawczej po zakończeniu 8-tygodniowego cyklu treningowego, lub badanie w grupie kontrolnej po 8-tygodniowym okresie nie uczestniczenia w żadnym treningu fizycznym;
- pre – badane w grupie badawczej przed przystąpieniem do 8-tygodniowego cyklu treningowego, lub badanie w grupie kontrolnej przed 8-tygodniowym okresem nie uczestniczenia w żadnym treningu fizycznym;
- rest – spoczynek;
- RMS (root mean square) – średnia kwadratowa, w tej pracy jeden z parametrów EMG;
- RPM (revolutions per minute) – liczba obrotów na minutę;
- SAT (striatal dopamine transporter) – transferza dopaminy;
- SD (standard deviation) – odchylenie standardowe;
- SMA (suplementarny motor area) – dodatkowe pole ruchowe;
- SNc (substantia nigra compacta) – część zbita istoty czarnej śródmózgowia;
- SPECT (single-photon emission computed tomography) – tomografia emisyjna pojedynczych fotonów;
- SSA (spike shape analysis) – analiza średniego kształtu iglic;
- TGF - lat_{MAN-STAB} – czas opóźnienia inicjacji chwytu pomiędzy ręką manipulującą i stabilizującą;
- TH (tyrosine hydroxylase) – hydroksylaza tyrozyny, marker neuronów dopaminergicznych;
- THR (target heart rate) – zadane tętno treningowe ;
- TMS (transcranial magnetic stimulation) – przezczaszkowa stymulacja magnetyczna;
- UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale) – Ujednolicona Skala Oceny Choroby Parkinsona;
- US – układ siatkowaty;

- VA (ventral anterior) – jądro przednie brzuszne wzgórza
- VL (ventral lateralis) – jądro brzuszna boczne wzgórza;
- x – wartość średnia;
- ΔF – przyrost siły;
- $\Delta F/\Delta t$ – gradient narastania siły;
- Δt – czas przyrostu siły.

I WSTĘP

Choroba Parkinsona (PD - Parkinson's disease) jest drugą, po chorobie Alzheimera, najczęściej występującą chorobą neurodegeneracyjną na świecie. Dotyka ona 1% osób obu płci po sześćdziesiątym roku życia, z niewielką przewagą mężczyzn. Charakteryzuje się ona przewlekłe postępującą degeneracją neuronów dopaminergicznych w części zbitej istoty czarnej śródmózgowia (SNc - substantia nigra compacta). Prowadzi to do zaburzenia działania szlaków dopaminergicznych w prążkowiu i innych mechanizmach kontroli, w których udział biorą pozostałe jądra podstawy (Galwan i Wichmann, 2008).

Mimo, że jest znana już od dawna (James Parkinson opisał ją już w 1817 roku) wciąż nie opracowano skutecznych metod jej leczenia. Pierwsze objawy rozpoznawane są najczęściej w szóstej dekadzie życia, w momencie gdy degeneracja SNc sięga już około 80% neuronów dopaminergicznych. Późna diagnoza choroby utrudnia ustalenie jej przyczyn. Aktualnie upatruje się związku PD z dysfunkcją mitochondriów, stresem oksydacyjnym, nieprawidłową przemianą białek i mutacją genetyczną (mniej niż 10%). W dziewięćdziesięciu procentach przypadków uznaje się ją za chorobę o podłożu idiopatycznym (De Lau i Braxler, 2006; Solla i wsp., 2010).

I.1 Diagnoza choroby Parkinsona

I.1.1 Diagnostyka w praktyce klinicznej

Ze względu na brak biologicznych markerów choroby jedyną, znaną dziś, pewną metodą rozpoznania PD jest autopsja ze sprawdzeniem stanu istoty czarnej śródmózgowia. Klinicznie PD rozpoznawana jest na podstawie wystąpienia przynajmniej dwóch z czterech podstawowych symptomów: bradykinezji (objaw często uznawany za kluczowy), sztywności parkinsonowskiej, drżenia spoczynkowego i niestabilności posturalnej.

W celach diagnostycznych wprowadza się obecnie metody neuroobrazowania takie jak: pozytonowa tomografia emisyjna (PET, ang. positron emission tomography), tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT, ang. single-photon emission computed tomography) i rezonans magnetyczny (MRI, ang. magnetic resonance imaging). Za pomocą powyższych metod możliwe jest śledzenie powiązanych z PD zmian strukturalnych i funkcjonalnych w dopamino-zależnych strukturach korowych i podkorowych układu nerwowego. Metody te jednak są bardzo kosztowne i wymagają wyspecjalizowanego personelu do diagnozy neuroradiologicznej. Z tego powodu, często

diagnoza stawiana jest na podstawie wywiadu oraz oceny symptomów chorobowych. Dla potwierdzenia diagnozy sprawdza się odpowiedź pacjenta na levodopę (prekursor dopaminy). Dodatkowo, wykluczyć należy inne, potencjalne przyczyny wtórnego parkinsonizmu, na przykład na skutek zatrucia toksyczną dla neuronów dopaminergicznych substancją MPTP (1-metylo-4-fenyl-1,2,3,6-tetrahydropirydyna). Należy również rozważyć różnicowanie diagnostyczne z innymi schorzeniami o podobnych objawach (m.in. progresywne porażenie nadjądrowe, zanik wieloukładowy, zwyrodnienie korowo-podstawne) (De Lau i Brexler, 2006; Galwan i Wichmann, 2008).

I.1.2 Kierunki rozwoju w diagnostyce choroby Parkinsona

W niektórych opracowaniach szacuje się, że około 75-90% diagnoz choroby Parkinsona postawionych na bazie powyżej opisanej oceny klinicznej udaje się pośmiertnie potwierdzić w czasie autopsji (De Lau i Brexler, 2006; Valls-Sole i Valldeoriola, 2002). Pojawiają się jednak również opracowania podające, że nawet 24% pacjentów zdiagnozowanych jako chorych na przejawia objawy parkinsonizmu jako część innego schorzenia (np. drżenie samoistne, parkinsonizm naczyniowy, atypowe parkinsonizmy, guzy podstawy). Taka fałszywa diagnoza wpływa na błędne rozumienie podstawy stanu pacjenta, prognozowanie progresu choroby i nieskuteczność wdrożonej terapii. Dlatego wiele grup badawczych pracuje nad rozwijaniem metod neuroobrazowania takich jak cMRI (konwencjonalny rezonans magnetyczny), FLAIR (Fluid-attenuated inversion recovery), wolumetria rezonansu magnetycznego (Schreiner i wsp., 2014), obecnie stosowanych w praktyce klinicznej, pozwalających na lepszą ocenę zmian strukturalnych zachodzących w układzie nerwowym (Mahlknecht i wsp., 2010). Obok metod neuroobrazowania stosowanych w praktyce klinicznej rozwija się dalsze metody diagnostyczne obecnie stosowane głównie w badaniach eksperymentalnych, takie jak spektroskopia rezonansu magnetycznego (MRS- magnetic resonance spectroscopy), stosowana głównie w badaniach guzów, funkcjonalny rezonans magnetyczny (f-MRI - functional magnetic resonance imaging), pozwalający na pomiar aktywności metabolicznej poszczególnych obszarów mózgu. W badaniach z udziałem osób z PD używano go m.in. do porównania odpowiedzi aktywności poszczególnych regionów mózgu na leczenie farmakologiczne i ćwiczenia fizyczne (Alberts i wsp., 2011; Mahlkecht i wsp., 2010); oceny integracji sensomotorycznej (Zhao Y., 2013); łączności efektywnej pomiędzy poszczególnymi polami mózgu w czasie

wykonywania różnych zadań ruchowych (Beall i wsp., 2013; Wu i wsp., 2010a; Wu i wsp., 2010b; Wu i wsp., 2011). Do porównania aktywności poszczególnych części mózgu w różnych czynnościach używa się również tomografii pozytonowej (PET), która dobrze obrazuje aktywność synaptyczną (Jueptner i Weiler, 1998).

Innym interesującym narzędziem w badaniu funkcji układu nerwowego stosowanym w badaniach eksperymentalnych jest elektroencefalografia (EEG) polegająca na rejestrowaniu bioelektrycznej czynności mózgu. U osób a PD stosowali ją m.in. Herz i współautorzy do badania zmian w komunikacji międzyneuronalnej pod wpływem leków (Herz i wsp., 2013). Soikkeli i wsp. (1991) wykazali zmiany (zwolnienie) w falach mózgowych EEG pacjentów z PD, u których jednocześnie występowała demencja (Soikkeli i wsp., 1991). Chun-Xiao i wsp. (2013) użyli tej metody do zbadania zmian w aktywności bioelektrycznej mózgu osób we wczesnej fazie rozwoju PD w porównaniu z osobami zdrowymi (Chun-Xiao i wsp., 2013). Udało im się zidentyfikować zmiany w entropii na niektórych pasmach charakterystyczne dla zmian wywołanych chorobą co, jak sugerują, może być w przyszłości wykorzystane jako biomarkery pozwalające wykryć chorobę Parkinsona we wczesnej fazie (Chun-Xiao i wsp., 2013).

W badaniach eksperymentalnych łączy się też wyżej opisane metody z odczytem aktywności elektrycznej mięśni (elektromiografią, EMG). Na przykład w badaniach nad różnymi typami drżenia rejestrowano sygnały EEG w połączeniu z EMG ze zginaczy i prostowników nadgarstka by lepiej prześledzić mechanizm ich powstania (Muthuraman i wsp., 2018). Dirx i wsp. (2016) połączyli odczyt EMG i fMRI by lepiej prześledzić wpływ poszczególnych pętli neuronalnych (z udziałem jąder podstawy i mózdzku) na drżenie spoczynkowe (Dirx i wsp., 2016). Często używane połączenie odczytu EMG z pomiarem siły lub momentu siły daje możliwość oceny efektu komendy centralnej na aktywność mięśni i generowaną przez nie siłę (De Luca, 1997). Wierzbicka i wsp. połączyła odczyt EMG z pomiarem siły by zbadać różnice w sposobie narastania siły w skurczu izometrycznym pomiędzy osobami z PD i zdrowymi co pozwoliło wykazać zmiany zachodzące w skurczu mięśnia powiązane z bradykinezją (Wierzbicka i wsp., 1991). Wielu autorów zwraca uwagę na ograniczenia standardowej metody analizy sygnału EMG opartej na analizie w dziedzinie czasu (bazującej na szacowaniu wartości amplitudy sygnału EMG w postaci tzw. RMS – root mean square) i częstotliwości szacowanej przy

użyciu transformaty Fouriera (częstotliwość średnia, medianowa lub maksymalna). Ich głównym problemem jest zapewnienie wystarczającej stacjonarności sygnału i interpretacja przyczyn zmian częstotliwości (De Luca, 1997). Cały czas pracuje się jednak nad rozwojem nowych metod analizy sygnału EMG. Jedną z takich metod jest analiza kształtu iglic (SSA, Spike Shape Analysis) zaproponowana przez Gabriela i wsp. (Gabriel, 2000; Gabriel i wsp., 2007), która nie zakłada stacjonarności sygnału EMG, więc jest lepiej dopasowana do niestacjonarnego charakteru sygnału EMG. Dodatkowo, SSA bazuje na większej ilości parametrów dostępnych do analizy, które to parametry interpretowane łącznie dają większą możliwość interpretacji wyników w odniesieniu do mechanizmów sterowania aktywnością jednostek motorycznych (Gabriel, 2000; Gabriel i wsp., 2007). Metoda ta została już z powodzeniem użyta w badaniu drżenia spoczynkowego u osób z PD (Marusiak i wsp., 2015a). Więcej na temat parametrów tej metody analizy sygnału EMG napisane zostało w rozdziale dotyczących metodologii pomiarów, gdyż SSA została ona użyta w tej pracy.

Wiele z tych metod dziś używa się głównie w laboratoriach ośrodków badawczych w celu badania mechanizmów sterowania ruchem u ludzi, a w tym dla poznania patomechanizmów związanych z chorobą Parkinsona. Istnieje duża szansa, że w przyszłości znajdą one również szersze zastosowanie w praktyce klinicznej, w diagnostyce i planowaniu terapii.

I.2 Patomechanizm choroby Parkinsona

Pierwotną przyczyną zmian zachodzących w PD jest postępująca degeneracja neuronów dopaminergicznych w SNc. Powoduje to spadek poziomu dopaminy w prążkowie (składającego się z jądra ogoniastego i skorupy) i zaburzenie działania biegnących przez nie szlaków zależnych od tego neuromediatora. Następstwem tego spadku poziomu dopaminy jest rozregulowanie neuronalnych mechanizmów kontroli ruchu, w których udział biorą inne jądra podstawy, zarówno te bezpośrednio i pośrednio połączone z prążkiem (głównie gałka biała i jądro niskowzgórzowe).

Mechanizmy kontroli w ludzkim organizmie działają na zasadzie sprzężenia zwrotnego. Wzrost lub spadek ciśnienia tętniczego krwi, zmiany pH, stężenia cukru we krwi, skaleczenie powodują pobudzenie odpowiednich receptorów i uruchomienie mechanizmów mających na celu utrzymanie stanu jego homeostazy lub obrony. Podobnie działa układ

nerwowy, który funkcjonuje na zasadzie sprzężeń pomiędzy sieciami neuronów działających w skomplikowanych pętlach. Jądra podstawy biorą udział w tworzeniu takich pętli. Są one odpowiedzialne za funkcje ruchowe, okulomotoryczne, asocjacyjne i limbiczne. Dwie z nich, które odpowiedzialne są za kontrole ruchu, to pętla bezpośrednia i pośrednia. Działają one antagonistycznie do siebie. Pętla bezpośrednia toruje ruch poprzez odhamowanie projekcji z jąder brzusznych wzgórza (przedniego i bocznego; odpowiednio VA - ventral anterior i VL – ventral lateralis) do kory mózgu. Pętla pośrednia hamuje aktywność tych jąder powodując zmniejszenie pobudzenia kory motorycznej. W warunkach prawidłowych jądra podstawy pozwalają torować pobudzenie odpowiednich mięśni przy jednoczesnym hamowaniu pozostałych. W PD spadek poziomu dopaminy w śródmózgowiu powoduje przewagę pętli pośredniej, zahamowanie pobudzającego wpływu wzgórza na korę i spadek pobudzenia korowego na jądra podstawy. Jest to główny mechanizm prowadzący do wystąpienia spowolnienia ruchowego charakterystycznego dla tej choroby (Galwan i Wichmann, 2008; Santens i wsp., 2003).

U chorych na PD spadek poziomu dopaminy w prążkowie wpływa prawdopodobnie również na zmiany morfologiczne i elektrofizjologiczne w jądrach podstawy (Galwan i Wichmann, 2008; Israel i Bergmann, 2008). Zmiana ekspresji genów odpowiedzialnych za budowę receptorów dopaminergicznych (D1 i D2) i ich wzajemnego stosunku ilościowego, jak również modyfikacja wrażliwości tych receptorów powoduje zaburzenie w działaniu szlaków dopa- i gabaergicznych, co prowadzi do modyfikacji aktywności wzgórzowej, korowej i pnia mózgu (Galwan i Wichmann, 2008; Israel, 2008). Obniżenie poziomu dopaminy w prążkowie wiąże się również ze spadkiem funkcjonalnej segregacji neuronów należących do osobnych obwodów neuronalnych, co z kolei wpływa na wzrost synchronizacji wyładowań pomiędzy sąsiednimi neuronami, a nawet całych skupisk neuronów w chodzących w skład jąder podstawy (Galwan i Wichmann, 2008; Israel i Bergmann, 2008; Santens i wsp., 2003).

I.3 Symptomy choroby Parkinsona

Pierwszymi widocznymi oznakami choroby Parkinsona są objawy dotyczące kontroli ruchu. Bradykinezja, sztywność i drżenie spoczynkowe tworzą tak zwaną triadę parkinsonowską czyli trzy główne objawy schorzenia. Dziś zalicza się do nich również niestabilność posturalną. Oprócz objawów motorycznych osoby z PD borykają się również

z zaburzeniami działania systemu autonomicznego (nadmierny łojotok i wydzielanie śliny, zaburzenia sercowo-naczyniowe, niedociśnienie ortostatyczne, zaburzenia połykania i funkcji ze strony układu moczowo-płciowego) zaburzeniami integracji sensorycznej (Zhao i wsp., 2013) i funkcji kognitywnych (Alberts i wsp., 2011). Wszystko to wpływa naturalnie na utrudnienie funkcjonowania i obniżenie jakości życia osób chorych.

I.3.1 Bradykinezja

Spowolnienie ruchowe czyli bradykinezja jest najbardziej charakterystycznym objawem PD. Obniżeniu ulega szybkość wykonywania ruchu i jego amplituda (hypokinezja). Wydłuża się za to czas potrzebny na wykonanie zadania ruchowego. U chorych zaobserwować można ubóstwo ruchowe w postaci obniżenie się ilości i wielkości ruchów towarzyszących i mimiki (twarz maskowata). Opóźnione jest zarówno rozpoczęcie ruchu jak i jego zakończenie. Może dojść do „zmrożenia” tj. całkowitej niemożności rozpoczęcia lub kontynuowania ruchu (akinezja) (Berardelli i wsp., 2001).

Na szybkość wykonywania ruchu u osób z PD wpłynąć może wiele czynników, główne z nich to: osłabienie siły mięśni, sztywność mięśniowa (sztywność pojedynczych mięśni lub mechaniczna sztywność całego łańcucha biokinematycznego kończyny chorego), drżenie, poziom trudności zadania ruchowego (zmiennność i kompleksowość ruchu) oraz spowolnienie myślowe (bradyfrenia).

Badania wykazały spadek poziomu generowanej siły u osób z PD w stosunku do osób zdrowych jak i w porównaniu dla tej samej osoby badanej w farmakologiczne fazy ON (pod wpływem leków anty-parkinsonowskich) i OFF (po 12-godzinnym całonocnym nie przyjmowaniu leków antyparkinsonowskich). Może to wynikać ze mian w komendzie centralnej lub w działaniu dolnego motoneuronu. Zauważono u pacjentów z PD problemy z wolicjonalnym napędem mięśni, występujące w farmakologicznej fazie OFF. W pracach z wykorzystaniem rejestracji i analizy sygnałów EMG wykazano zmiany w obrębie trójfazowego wzorca pobudzeń mięśni antagonistycznych (szczególnie widoczne wraz ze wzrostem ilości stawów biorących udział w ruchu oraz wraz ze wzrostem wymaganej szybkości ruchu). U większości pacjentów z PD pierwsza salwa agonistów była znacznie słabsza (tzn. o niższej amplitudzie) niż u osób zdrowych, z jednoczesnym szybszym czasem pojawienia się pierwszej salwy antagonisty. Charakterystyczne w obrazie EMG jest też występowanie fragmentaryzacji pierwszej salwy agonisty, co oznacza że u osób z PD układ

nerwowy kompensuje efekt niskiego pobudzenia w pierwszej salwie agonisty poprzez wygenerowanie wielu krótszych salw agonisty, aby osiągnąć aktywność mięśnia konieczną do uzyskania pożądanego poziomu siły lub zakresu ruchu (zjawisko zaobserwowano nie tylko dla skurczów o sile maksymalnej ale też dla niższych poziomów siły). Wnioski z powyżej opisanej powyżej charakterystyki trójfazowego wzorca EMG u pacjentów z PD sugerują, że w chorobie Parkinsona występują problemy ze skalowaniem napędu centralnego. Zjawisko to zaobserwowano zarówno dla skurczów izotonicznych (Hallet i Khoshbin, 1980; Vaillancourt i wsp., 2004) jak izometrycznych (Wierzbicka i wsp., 1991). Zauważono również, że w PD występuje większe opóźnienie wykonania ruchu, wydłużony czas od zarejestrowania początku aktywności bioelektrycznej mięśni a rozpoczęciem skurczu, jak i wydłużony czas reakcji prostej mierzony od sygnału zewnętrznego do początku wykonania ruchu (Berardelli i wsp., 1986). Im bardziej skomplikowany ruch tym bardziej spada prędkość jego wykonania. Osoby z PD zdają się priorytetyzować dokładność ruchu ponad jego szybkość. Mają również tendencję do dzielenia czynności na mniejsze części składowe lub przy czynnościach oburęcznych wykonywać ruch naprzemiennie, raz jedną ręką raz drugą, często koncentrując się tylko na jednej z nich (prawdopodobnie uznanej za ważniejszą) (Benecke i wsp., 1986; Berardelli i wsp., 2001).

Jak już wspomniano, niektórzy badacze dopatrują się również wpływu czynników kognitywnych na spowolnienie wykonywania ruchów. Mimo przesłanek za zwiększeniem czasu potrzebnego na planowanie ruchu nie ma zgodności co do bezpośredniego wpływu choroby Parkinsona na to zjawisko. Mogą mieć na to wpływ inne czynniki takie jak zażywane leki lub depresja (Berardelli i wsp., 2001). Zauważono wpływ niedostatku uwagi na zdolność wykonania ruchu i szybkość reakcji. W momencie zastosowania sygnału ostrzegawczego czas reakcji prostej ulegał poprawie (Yanagisawa i wsp., 1989).

Wpływ na spowolnienie ruchowe może mieć też zmiana zdolności do planowania ruchu. U osób z chorobą Parkinsona wykazano spadek aktywności nie tylko w obrębie wzgórza i kory motorycznej, ale też zakrętu obręczy, dodatkowego pola ruchowego (SMA - suplementarny motor area) i grzbietowo-bocznej części kory przedczołowej (DLPC - dorsolateral prefrontal cortex). Dwa ostatnie to obszary kluczowe przy planowaniu ruchów (szczególnie wewnętrznie inicjowanych) i wyborze odpowiedniego programu

ruchowego. Spadek aktywności tych struktur przy wykonywaniu ruchu kompensowany jest prawdopodobnie przez zwiększoną aktywność: kory przedruchowej (PMC - premotor cortex), kory ciemieniowej (PC – parietal cortex), pierwszorzędowej kory ruchowej (MI), mózdzku, czyli obszarów normalnie aktywnych dopiero w czynnościach bardziej skomplikowanych (Berardelli i wsp., 2001). W badaniach z wykorzystaniem funkcjonalnego rezonansu magnetycznego wykazano również analogiczne obniżenie efektywności połączeń (effective connectivity) pomiędzy tymi obszarami w czasie wykonywania czynności ruchowych przez osoby z PD w porównaniu z osobami zdrowymi (Wu i wsp., 2011). Według tych badaczy, powoduje to dodatkowe obniżenie zdolności wykonywania czynności bardziej skomplikowanych, gdyż zmniejsza zdolność do planowania ruchów bardziej kompleksowych, zwłaszcza tych opartych na dużej ilości informacji czuciowej (co powiązane jest też z poniżej opisanymi zaburzenia integracji sensorycznej). Zauważono spadek efektywności połączeń skorupy z SMA, DLPC, wyspą i mózdzkiem, a także DLPC z MI, przednią częścią SMA i PMC. Zwiększeniu ulega za to łączność kory motorycznej z mózdzkiem, co prawdopodobnie jest wynikiem kompensacji dysfunkcji w obrębie jąder podstawy, które w prawidłowo działającym układzie nerwowym powinny przejąć kontrolę nad ruchem przy jego automatyzacji (Wu i wsp., 2010a; Wu i wsp., 2010b; Wu i wsp., 2011). U osób zdrowych zauważono, że przy uczeniu się sekwencji ruchowych wraz z ich automatyzacją spada aktywność poszczególnych pól kory, a rośnie siła ich połączeń (Wu i wsp., 2010b). U osób z PD siła połączeń rośnie ale w mniejszym stopniu niż u osób zdrowych, a aktywność pól zaangażowanych w planowanie i egzekucję ruchu nie spada. Wyjaśniało by to częściowo bardzo ważną rolę uwagi dla zdolności wykonywania ruchu u pacjentów z chorobą Parkinsona. Osoby z PD do wykonywania czynności prostych muszą aktywizować dużo większe obszary mózgu niż osoby zdrowe, co obniża potencjalną zdolność kontrolowania skomplikowanych sekwencji ruchów wielostawowych. Zaburzenia planowania ruchu sprawiają, iż osoby z PD są bardziej niż osoby zdrowe zależne od wskazówek zewnętrznych (sterowania ruchem na zasadzie sprzężenia zwrotnego - feedback). Przy wykonywaniu ruchu pacjenci z PD opierają się na dodatkowej korekcji z zewnątrz co w oczywisty sposób dodatkowo opóźnia pełną egzekucję ruchu (Berardelli i wsp., 2001).

I.3.2 Sztywność parkinsonowska

Choroba Parkinsona jest zaliczana do chorób hipertoniczno-hipokinetycznych co oznacza, że spowolnienie ruchowe połączone jest tu ze wzmożonym napięciem mięśni. Klinicznie sztywność parkinsonowską opisuje się w dwóch postaciach, tj. sztywność rury łożowanej (stały opór stawiany przez rozciągnięte mięśnie podczas biernego ruchu segmentu ciała z mniejszej wartości kątowej do większej) lub sztywność koła zębatego, gdy na sztywność rury łożowanej nakłada się dodatkowo drżenie parkinsonowskie.

Nie ma pełnej zgodności co do patofizjologii powstawania sztywności parkinsonowskiej, najczęściej rozważane są trzy podłoża jej powstawania: mózgowe, rdzeniowe i mięśniowe. Przyczyny mózgowe rozumiane są jako modulacja odruchów rdzeniowych ze strony wyższych pięter ośrodkowego układu nerwowego, poprzez wpływanie na wrażliwość proprioceptorów (a w konsekwencji na wielkość odpowiedzi odruchów rdzeniowych) lub nadmierne pobudzanie motoneuronów α i γ powodujących wzrost tonicznego napięcia mięśni (Andrews i wsp., 1972; Burne i Lippold, 1996).

Z przyczynę sztywności parkinsonowskiej na poziomie rdzenia postuluje się występowanie zaburzeń działania odruchów rdzeniowych, (a w szczególności tonicznego odruchu na rozciąganie), jak również sugeruje się udział reakcji na bierne skracanie mięśnia (Andrews i wsp., 1972; Angel i Lewitt, 1978; Berardelli i wsp., 1983; Xia i Rymer, 2004). Część naukowców kwestionuje mechanizm odruchu na rozciąganie o długim łuku odruchowym jako przyczynę drżenia parkinsonowskiego (Santens i wsp., 2003) podając jako kontrargument fakt, iż sztywność na ogół jest różnie nasiloną w częściach proksymalnych i dystalnych kończyn oraz w tułowiu, jak również że sztywność rośnie przy ruchach kontra lateralnych. Jako alternatywne źródło zaburzeń na tym poziomie podawany jest układ siatkowaty rdzenia, gdyż jest to jedyny szlak zstępujący, który odmiennie wpływa na włókna aferentne Ia (pobudzenie) i Ib (hamowanie), co tłumaczyłoby toniczne torowanie α -motoneuronów (Santens i wsp., 2003).

Za przyczyny sztywności parkinsonowskiej na poziomie mięśniowym uznaje się zanik szybkich włókien mięśniowych połączony ze wzrostem zawartości tkanki łącznej. Powyższe procesy mogą prowadzić do zmiany właściwości mechanicznych jednostki mięśniowo ścięgnistej (wzrost sztywności), a poprzez to mogą bezpośrednio powodować (i) większy opór ze strony rozciągniętego mięśnia podczas ruchu biernego (jak np. podczas

neurologicznego testowania sztywności parkinsonowskiej) lub (ii) większa sztywność pasywną mięśnia, która może być zbadane palpacyjnie lub podczas badania sztywności mięśnia za pomocą miometrii (Marusiak i wsp., 2010). Sztywność mięśniowa u pacjentów z PD może prowadzić do odczuć bólowych lub utrudniać ruch, przez co może być czynnikiem nasilającym bradykinezę (Berardelli i wsp., 2001).

I.3.3 Drżenie

Drżenie (tremor) spoczynkowe jest jednym z głównych symptomów motorycznych PD. Jest to patologiczny, rytmiczny ruch jednej lub więcej części ciała, spowodowany zsynchronizowanymi wyładowaniami jednostek motorycznych (O'Suilleabhain i Matsumoto, 1998). Najbardziej charakterystyczne dla choroby Parkinsona jest drżenie spoczynkowe o częstotliwości 4-6 Hz, które zanika w czasie wykonywania ruchu wolicjonalnego, a po jego zakończeniu z opóźnieniem powraca. Na ogół dotyczy dystalnych części kończyn (Helmich i wsp., 2012; Ruonala i wsp., 2014). Rozpoczyna się najczęściej w obrębie jednej z rąk jako objaw „liczenia pieniędzy” lub „kręcenia pigulek”. Strona zajęta drżeniem nie musi być tożsama ze stroną zajęta przez pozostałe objawy PD. Wynika to stąd, iż prawdopodobnie patomechanizm powstania drżenia jest inny niż bradykinezi i sztywności. Chorobę Parkinsona dzieli się czasem na postać z dominacją drżenia i postać bez drżenia, z przewagą bradykinezi i sztywności parkinsonowskiej. Istnieje pogląd, że postać z drżeniem rozwija się wolniej i jest łagodniejsza (Helmich i wsp., 2012), prawdopodobnie ze względu na mniejsze straty dopaminy w prążkowie u pacjentów z tą postacią PD. Nie ma jednak twardych dowodów naukowych, które potwierdzałyby ten pogląd (Valls-Sole i Valdeoriolla, 2002). Mechanizm powstawania drżenia parkinsonowskiego nie jeszcze do końca poznany. Naukowcy zgodni są, że ma ono źródło w centralnym układzie nerwowym, gdyż zaburzenia z obwodu nie wpływają znacząco na charakterystykę jego parametrów. Podejrzewa się udział neuronów dopaminergicznych: (i) części zewnętrznej gałki bladej, (ii) jądra niskowzgórzowego (których neurony w miarę utraty segregacji i synchronizacji wyładowań, łączą się w grupy oscylujące z podobną częstotliwością ok. 12-15 Hz, czyli z częstotliwością wyższą niż drżenie obserwowane na obwodzie), (iii) tylnej części jądra czerwiennego (u pacjentów z PD straty neuronów dopaminergicznych w tym obszarze są większe) i (iv) w pętli mózdkowo-wzgórzowo-korowej, ze szczególnym wskazaniem na jądro brzuszne przyśrodkowe

(którego stymulacja łagodzi drżenie parkinsonowskie). Oscylacje występujące we wzgórzu mają podobną częstotliwość do tych na obwodzie stąd często uważa się, że to tu one powstają lub też, że wzgórze pełni rolę filtra dolnoprzepustowego przepuszczającego jedynie oscylacje o częstotliwości 4-6 Hz. Rola utraty dopaminy w prążkowiu prawdopodobnie wpływa jedynie na zmiany amplitudy drżenia, a nie na jego powstanie. Wraz z postępem choroby, poza drżeniem występującym w spoczynku, mogą również objawiać się dwie postaci drżenia występujące również w trakcie czynności ruchowej, zwane drżeniem czynnościowym i posturalnym (Helmich i wsp., 2012). Drżenie może wpływać na zdolność rozpoczęcia ruchu i kontroli skalowania poziomu siły oraz zakresu ruchu, gdyż chorzy mają tendencję do dostosowywania ruchu w czasie pod kątem drżenia w danym mięśniu (Berardelli i wsp., 2001).

I.4 Integracja sensoryczna u osób z chorobą Parkinsona

U osób chorujących na PD stwierdzono również ilościowe i jakościowe problemy z przetwarzaniem informacji sensorycznej (Zhao i wsp., 2013), co w konsekwencji niesie ze sobą zaburzenia integracji sensomotorycznej. W pracy cytowanych powyżej badaczy stwierdzono spadek amplitudy odpowiedzi kory czołowej na informacje pochodzenia somatosensorycznego, co świadczy o zaburzonej percepcji bodźców czuciowych docierających do kory mózgowej (Zhao i wsp., 2013). Jest to prawdopodobnie spowodowane zmianami organizacji wewnątrz jąder podstawy lub nieprawidłowym przetwarzaniem informacji sensorycznej w korze mózgu. Zaburzenia integracji sensomotorycznej są tym większym problemem, iż osoby z PD w kontroli ruchu polegają bardziej na kontroli opartej na sprzężeniu zwrotnym (feedback) niż na sprzężeniu w przód (feedforward).

I.5 Kontrola funkcji oburęcznych u osób z chorobą Parkinsona

W wielu publikacjach, porównujących aktywność poszczególnych obszarów korowych i podkorowych u osób chorych na PD i u osób zdrowych, stwierdzono różnice w sposobie radzenia sobie z wykonywaniem zadań ruchowych, planowaniem ruchu i przetwarzaniem informacji sensorycznej (głównie taktylnej). U osób chorujących na PD stwierdzono m.in. zmniejszoną aktywność dodatkowego pola ruchowego, przy jednoczesnym wzroście aktywności kory przedruchowej, kory ciemieniowej i mózdzku

(Herz i wsp., 2013; Wu i wsp., 2010a; Zhao i wsp., 2013). Stwierdzono również zmiany siły funkcjonalnych połączeń między poszczególnymi ośrodkami mózgu w spoczynku (Helmich i wsp., 2010) i ruchu (Wu i wsp., 2010a). Odnotowana większa aktywność połączeń korowo-mózdkowych jest prawdopodobnie formą kompensacji zaburzeń połączeń pomiędzy korą mózgową a jądrami podstawy (Wu i wsp., 2010a), która pozwala osobom chorym poprawnie wykonywać mniej skomplikowane czynności ruchowe. Jednak stwierdzony spadek zdolności tworzenia nowych funkcjonalnych połączeń i zmiany siły tych połączeń, przy uczeniu się nowych ruchów i trudności z automatyzacją czynności ruchowych (Wu i wsp., 2010b), skutkuje problemami z egzekucją bardziej złożonych czynności ruchowych. Przeprowadzono szereg badań sprawdzających zdolność osób z PD do wykonywania dwóch czynności jednocześnie przy udziale jednej lub dwóch kończyn górnych. Badani musieli jednocześnie wykonać takie czynności jak: wybieranie koralików jedną kończyną górną i naciskanie dzwonka hotelowego drugą (Talland i Schwab, 1964), rysowanie linii z jednoczesnym pompowaniem ciśnieniomierza (Schwab i wsp., 1954), lub nawet tak prostych czynności jak ściskanie dynamometru czy jednoczesne zgięcie kciuka i wskaziciela (ruch przypominający cięcie nożyczkami) w połączeniu ze zgięciem łokcia (Benecke i wsp., 1986). W każdym z wyżej wymienionych badań u pacjentów z PD wykazano większe spowolnienie ruchu w momencie gdy czynności były wykonywane jednocześnie. Co ciekawe, w pracy Benecke i współautorów (1986) trudności te były mniejsze gdy dwie różne czynności były wykonywane jednocześnie, ale przez dwie różne kończyny (prawa ręka zgięcie łokcia, lewa ściskanie dynamometru) i wówczas spowolnienie to było mniejsze. Badacze ci (Benecke i wsp., 1986) twierdzą, że zaobserwowane zjawisko wynika z poziomu trudności przy nakładaniu się na siebie dwóch niezależnych od siebie programów ruchowych. Benecke i współautorzy (1986) tłumaczą, że przy zaangażowaniu dwóch kończyn, w sterowanie ruchem zaangażowane są struktury z obu półkul co ułatwia sterowanie taką czynnością (Benecke i wsp., 1986). W tym samym badaniu zauważono również, że połączenie ściskania ze zgięciem w stawie łokciowym było bardziej problematyczne niż „ruch cięcia” ze zgięciem w stawie łokciowym. Autorzy podejrzewają, iż fakt ten wynika z odmienności pracy mięśniowej w obydwu ruchach (połączenie dwóch skurczów izotonicznych jest łatwiejsze niż skurczu izotonicznego z izometrycznym) (Benecke i wsp., 1986). W badaniach Wu i współpracowników zaobserwowano również

wystąpienie większych problemów z wykonaniem czynności manualnych, gdy oburęczny ruch zgięcia i wyprostu nadgarstków następował jednocześnie, tzn. w przeciwfazie (wyprost w jednym, zgięcie w drugim nadgarstku). Trudności te korelowały z postępowaniem choroby u pacjentów z PD, w wyrażonej w skali UPDRS (unified Parkinson's disease rating scale – ujednolicona skala oceny choroby Parkinsona), co może sugerować, że to nieprawidłowe wykonanie oburęcznych czynności w przeciwfazie uzależnione jest od patomechanizmu choroby Parkinsona, a mianowicie od nieprawidłowego działania szlaków dopaminergicznych (Wu i wsp., 2010). Wykorzystanie w powyżej cytowanych badaniach naukowych zróżnicowanych ale prostych paradygmatów jednoręcznych i oburęcznych czynności ruchowych wydaje się być bardzo interesujące i użyteczne poznawczo ze względu na mnogość sytuacji życiowych, w których u pacjentów z PD występują zaburzenia funkcjonalne dotyczące kontroli funkcji manualnych. Przykładem badań angażujących bardziej złożone paradygmaty oburęcznych czynności ruchowych są prace z zakresu sterowania ruchem w których wykorzystano oburęczne manipulandum, gdzie jedna z kończyn górnych stabilizuje dolną część, a druga pociąga górną część do góry (jak podczas otwierania butelki) (Alberts i wsp., 2004, 2011; Vaillancourt i wsp., 2004). Zaletą koncepcji takich badań jest to, iż osoba badana koncentruje się na czynności, a nie na skurczu wybranych mięśni (kontrola poziomu skurczu poszczególnych mięśni odbywa się automatycznie) oraz to, że obie kończyny górne pracują „funkcjonalnie razem” realizując wyznaczony cel, a nie po prostu jednocześnie. W badaniach tych wykazano u pacjentów z chorobą Parkinsona problemy w sterowaniu ruchem kończyn górnych. Pacjenci z PD przy próbie generowania maksymalnej siły ściskania uzyskiwali niższe wartości siły oraz gradient narastania siły niż osoby zdrowe z grupy kontrolnej (Alberts i wsp., 2008). Analiza elektromiogramów z mięśni agonistycznych i antagonistycznych wykazała, że u pacjentów z PD salwa pobudzenia agonistów była obniżona i podzielona na mniejsze porcje, koordynacja pracy agonistów i antagonistów była zaburzona (wzrost koaktywacji mięśni antagonistycznych) (Vaillancourt i wsp., 2004), a rozmieszczenie palców na manipulandum podczas chwytu było niestałe (Alberts i wsp., 2008; Alberts i wsp., 2011; Ridgel i wsp., 2009). Zastosowanie terapii specyficznej dla PD poprawiło powyższe parametry, co świadczy o związku w/w deficytów patomechanizmem choroby Parkinsona (Alberts i wsp., 2004, Alberts i wsp., 2011, Vaillancourt i wsp., 2004).

I.6 Terapia w chorobie Parkinsona

Metody stosowane w terapii osób z chorobą Parkinsona podzielić można na trzy grupy: farmakoterapia, chirurgia i fizjoterapia.

Złotym standardem w farmakoterapii jest stosowanie preparatów levodopy (prekursor dopaminy) lub agonistów dopaminy. W badaniach wykazano, że stosowane leki łagodzą symptomy choroby. Salenius i wsp (2002) sprawdzili wpływ levodopy na zdolność generowania siły przez osoby z PD i oceniali aktywność kory motorycznej przy pomocy magnetoencefalografii (MEG) oraz aktywność mięśni przy pomocy elektromiografii (EMG). Badacze (Salenius i wsp., 2002) stwierdzili złagodzenie bradykinezji (badani mieli mniejsze problemy z rozpoczęciem ruchu), wzrost poziomu generowanej siły mięśniowej oraz wzrost i częstotliwości aktywności kory (z pasma 3-12 Hz na częstotliwość 15-30 Hz i 35-60 Hz). Zdaniem autorów, powyższe wyniki świadczą o poprawie procesów rekrutacji jednostek motorycznych potrzebnych do wykonania zadanego ruchu. Inne badania neurofizjologiczne wykazały pozytywny wpływ farmakoterapii na czynność elektroencefalograficzną mózgu (EEG) w postaci wzrostu potencjału związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP - motor related cortical potential, znanym też jako BP - Bereitschaftspotential) i somatosensorycznego potencjału wywołanego, jak również na poprawę pobudliwości kory ruchowej i wydłużenie czasu ciszy korowej, stwierdzonych w badaniach z wykorzystaniem przezczaszkowej stymulacji magnetycznej (Valls- Solle i Valldeoriola, 2002).

Wśród zabiegów chirurgicznych stosuje się głównie zabiegi celowego uszkodzenia całości lub części gałki bladej (palidotomia), wzgórza (talamotomia) lub jądra niskowzgórzowego (subtalamotomia) co skutkuje usunięciem ich negatywnego wpływu (w postaci nieprawidłowych częstotliwości impulsacji) na działanie pozostałych struktur podkorowych i kory (Galvan i Wichmann, 2008). Inną, coraz częściej stosowaną grupą zabiegów chirurgicznych jest głęboka stymulacja mózgu (DBS - deep brain stimulation). Polega ona na wszczępieniu do nieprawidłowo funkcjonujących struktur podkorowych mózgu (wewnętrzna część gałki bladej lub jądro niskowzgórzowe) specjalnych elektrod połączonych z odpowiednio zaprogramowanym generatorem impulsów bioelektrycznych, co w drodze stymulacji powyższych struktur ma skutkować normalizacją ich aktywności (Alberts i wsp., 2004; Alberts i wsp., 2008; Israel i Bergman, 2008). Wszystkie te zabiegi

poprawiają na ogół kliniczne parametry choroby Parkinsona (Israel i Bergman, 2008). Alberts i wsp (2004) w badaniu porównującym skuteczność metody DBS dla części wewnętrznej gałki bladej i jądra niskowzgórzowego wykazali równą skuteczność obydwu zabiegów dla poprawy parametrów klinicznych i parametrów opisujących poprawę sterowania ruchem (wzrost maksymalnej siły chwytu, skrócenie czasu wykonywania ruchu, poprawa sprzężenia pracy mięśni przy chwytaniu). W innym badaniu porównującym dwubiegunową i jednobiegunową DBS wykazano w badaniach z wykorzystaniem funkcjonalnego rezonansu magnetycznego poprawę przepływu krwi przez pole ruchowe dodatkowe (SMA – supplementary motor area) po stronie stymulacji i lepszą łączność z kontralateralnym SMA i prążkiem po tej samej stronie (Alberts i wsp., 2008). Stwierdzono (Alberts i wsp., 2008) również poprawę parametrów klinicznych (zmniejszenie sztywności, bradykinezji i drżenia) oraz parametrów opisujących sterowanie w ruchach manipulacyjnych (wzrost siły ściskania zarówno po stronie stymulacji jak i po stronie przeciwnej, poprawę funkcji oburęcznych, zręczności i większą stałość w umiejscowieniu palców podczas prób chwytania). Przy porównaniu działania farmakoterapii (levodopa), metody DBS i ich kombinacji na aktywność agonistów i antagonistów w czasie czynności ruchowej zgięcia i wyprostu w stawie łokciowym, wykazano wpływ tych metod na zmniejszenie koaktywacji mięśni antagonistycznych, oraz poprawę aktywacji mięśni agonistycznych wraz ze zmniejszeniem czasu trwania i ilości salw pobudzenia agonisty (Vaillancourt i wsp., 2004). Obie metody leczenia prowadziły do wzrostu amplitudy oraz poprawy charakterystyki czasowej wyładowań agonistów względem antagonistów, co było powiązane ze zmniejszeniem objawów bradykinezji i poprawą szybkości ruchu. Dla większości badanych parametrów największą poprawę uzyskano dla kombinacji DBS i levodopy, co może świadczyć nie tylko o sumowaniu się efektów tych terapii, ale też o wpływie DBS na reakcję układu nerwowego na levodopę (Vaillancourt i wsp., 2004).

Mimo pozytywnych wyników wyżej opisanych metod terapii w PD należy pamiętać, iż nie są one wolne od skutków ubocznych. Nawet pięćdziesiąt procent pacjentów z PD, stosujących preparaty levodopy, po pięciu latach farmakoterapii doświadcza występowania niepożądanych objawów obocznych w postaci fluktuacji motorycznych (Santens i wsp., 2003). Zaobserwować u nich można objawy wyczerpania dawki (tym większe im większe straty dopaminy w prążkowie), wyraźne przełączanie między

fazami „ON” (włączenia) i „OFF” (wyłączenia) oraz dyskinezy. Zabiegi chirurgiczne prócz ryzyka związanego z samą operacją niosą ze sobą prawdopodobieństwo wystąpienia zaburzeń kognitywnych, które wpływają również na zdolność wykonywania bardziej skomplikowanych czynności ruchowych. U pacjentów po obustronnej DBS zaobserwowano również zmniejszenie płynności mówienia oraz obniżenie wyników w testach zdolności wizualno-konstrukcyjnych (Alberts i wsp., 2010). Warto również pamiętać, że żaden dziś dostępny lek lub zabieg chirurgiczny nie wpływa na tempo rozwoju choroby, a jedynie łagodzi jej objawy. W badaniu Vaillancourt i wsp. (2004) pokazano, że żadna z powyżej opisanych metod leczenia nie przywróciła normalnego wzorca pobudzenia mięśni, a szybkość ruchu nawet przy najlepiej wypadającej kombinacji obydwu metod wciąż była średnio 40% niższa niż w grupie kontrolnej osób zdrowych. Wspomniani badacze pokazali również, że stan pacjenta bez terapii pozwalał przewidzieć jego wyniki osiągnane pod wpływem leków i DBS (Vaillancourt i wsp., 2004). Świadczy to o tym, że mimo stosowanej terapii degeneracja nadal postępuje i mimo poprawy jakości życia chorego, jej efekty są ograniczone. Z tego również względu duże nadzieje budzi zwiększenie nacisku na rozwój nowych metod fizjoterapii w leczeniu osób cierpiących na chorobę Parkinsona. Obok tradycyjnych zabiegów i ćwiczeń mających poprawić funkcjonowanie tych chorych, coraz większe zainteresowanie fizjoterapeutów wzbudzają doniesienia o możliwości zastosowania intensywnego treningu fizycznego, który jak wykazały badania ma pozytywny wpływ na plastyczność układu nerwowego, a co za tym idzie może wpływać na tempo rozwoju choroby.

I.7 Badania nad wpływem treningu fizycznego na chorobę Parkinsona

Aktywność fizyczna, zwłaszcza ta podejmowana regularnie, wpływa na wszystkie układy naszego organizmu, które muszą się zaadaptować do zadawanych obciążeń. Nie inaczej jest z układem nerwowym, który jak pokazują badania, zmienia się pod jej wpływem strukturalnie i funkcjonalnie (De Giorgio i wsp., 2018). Regularna aktywność fizyczna pozytywnie wpływa na przepływ krwi przez obszary mózgu biorące udział m.in. w kontroli ruchu i procesach związanych z funkcjami kognitywnymi (uwaga, uczenie się i pamięć) (Alberts i wsp., 2011). Wspomniany wzrost przepływu krwi przez aktywne w trakcie wysiłku fizycznego okolice mózgu podnosi nie tylko dostęp do dobrze natlenowanej krwi i substancji odżywczych dla tkanki nerwowej, ale również umożliwia transport do tych

regionów mózgu czynników neurotroficznych i białek układu immunologicznego, co ma pozytywny wpływ na zmiany neuroplastyczne w układzie nerwowym.

Neuroplastyczność jest to zdolność pojedynczych neuronów i sieci neuronalnych (występująca na wszystkich piętrach układu nerwowego) do zmiany ich cech i reorganizacji ich połączeń, w drodze adaptacji do zmieniających się warunków zewnętrznych i wewnętrznych. Dzięki mechanizmom neuroplastyczności układ nerwowy jest zdolny do samonaprawy oraz kodowania nowych informacji, dając podstawy dla procesów uczenia się i pamięci. Dzieje się to poprzez przebudowywanie istniejących sieci neuronalnych, dodawanie i zmienianie synaps, a także wzmacnianie wybranych połączeń, co umożliwi modyfikację pętli neuronalnych (Petzinger i wsp., 2013). Wzbudzenie procesów neuroplastycznych w ośrodkowym układzie nerwowym jest kluczowe dla poprawy funkcji motorycznych i kognitywnych, a co za tym idzie również dla poprawy obrazu choroby u osób cierpiących na schorzenia neurodegeneracyjne takie jak choroba Parkinsona.

Jak pokazują badania na ludziach i modelach zwierzęcych, czynniki neurotroficzne takie jak BDNF (brain derived neurotrophic factor - czynnik neurotroficzny pochodzenia mózgowego), GDNF (glial derived neurotrophic factor - czynnik neurotroficzny pochodzenia glejowego), NGF (neural growth factor - nerwowy czynnik wzrostu) czy IGF-1 (insulinelike growth factor - insulinopodobny czynnik wzrostu) wzbudzają pozytywne mechanizmy neuroplastyczne w mózgu (procesy neuroprotekcji i neuronaprawy). BDNF jest najczęściej badanym czynnikiem neurotroficznym w kontekście wpływu wysiłku fizycznego na plastyczność mózgu. Uważa się, iż BDNF jest odpowiedzialny za procesy związane z: ochroną komórek nerwowych, ich odbudową, synaptogenezą, neurogenezą, różnicowaniem neuronów, długotrwałym wzmocnieniem synaptycznym (LTP - long time potentiation), zwiększeniem efektywności połączeń synaptycznych oraz procesami pamięci (Alberts i wsp., 2011; De Giorgio i wsp., 2018; Zoladz 2008).

Badania epidemiologiczne wskazują na mniejszą zachorowalność na PD u osób aktywnych fizycznie (Xu i wsp., 2010). Eksperymenty i obserwacje prowadzone na zwierzętach i ludziach wskazują, że ćwiczenia fizyczne stymulują wydzielanie czynników neurotroficznych, białek układu immunologicznego i hormonów, co prowadzi do mechanizmów neuronaprawczych i neuroprotekcyjnych w ośrodkowym układzie nerwowym (OUN) (Zoladz i Pilc., 2010). W badaniach na szczurzym modelu parkinsonizmu

stwierdzono, że w grupie szczurów poddanej treningowi straty komórek dopaminergicznych, spowodowane podaniem toksyny wywołującej ich uszkodzenie, były istotnie niższe niż w grupie nie poddanej treningowi (Tajiri i wsp., 2009; Zigmond i wsp., 2009). Zauważono również większą migrację prekursorowych komórek pnia w kierunku uszkodzonych struktur, a także wyższy poziom neurotrofin BDNF i GDNF (Tajiri i wsp., 2009). Inne badania na zwierzęcych modelach parkinsonizmu dowiodły, że regularny wysiłek fizyczny powodował poprawę działania układu dopaminergicznego, wzrost ilości kolców dendrytycznych w hipokampie i mózdku, angiogenezę w ośrodkowym układzie nerwowym i zmiany przepuszczalności bariery krew-mózg (McDonell i wsp., 2013; Petzinger i wsp., 2010; Petzinger i wsp., 2013). Eksperymentowano z różnymi poziomami obciążeń treningowych i stwierdzono, że dla stymulacji plastyczności układu nerwowego najlepszy jest wysiłek aerobowy o intensywności wyższej niż wolicjonalna (Alberts i wsp., 2011; Fisher i wsp., 2008; Ridgel i wsp., 2009). Prace na modelu zwierzęcym parkinsonizmu (Langfort i wsp., 2013) wykazały, że cykl bardzo intensywnych ćwiczeń na bieżni ma neuroprotekcynny wpływ na syntezę dopaminy (DA) w zwojach podstawy mózgu, w tym w śródmózgowiu i prążkowiu, co było związane z poprawą funkcji motorycznych u ćwiczonych szczurów. Jednocześnie istnieją prace na zwierzętach wskazujące na poprawę transmisji DA w prążkowiu (spadek aktywności transportera dopaminergicznego, wzrost ekspresji receptorów dopaminergicznych drugiego typu i wzrost ilości kolców dendrytycznych w prążkowiu) na skutek intensywnego wysiłku fizycznego (Petzinger i wsp., 2007, 2010; Toy i wsp., 2014). W literaturze światowej znaleźć można również doniesienia o pozytywnym wpływie neuroplastycznym intensywnych ćwiczeń fizycznych, prowadzących do poprawy funkcji motorycznych u pacjentów chorujących na PD (Fisher i wsp., 2008, 2013; Marusiak i wsp., 2015b; Ridgel i wsp., 2009; Zoladz i wsp., 2014). Powyższe prace wskazują, że cykl ćwiczeń fizycznych o wysokiej intensywności (najczęściej 8-tygodniowy) na cykloergometrze lub bieżni wywołuje: wzrost ekspresji receptorów dopaminergicznych typu D2 w prążkowiu (obrazowanie PET-pozytonową tomografią emisyjną) (Fisher i wsp., 2013); złagodzenie patologicznie zwiększonych w PD procesów hamujących w korze ruchowej, widoczne poprzez wydłużenie korowo-rdzeniowego okresu ciszy (CSP- corticospinal silence period, parametr w metodzie przeczaszkowej stymulacji magnetycznej-TMS) (Fisher i wsp., 2008); zwiększenie poziomu BDNF w surowicy krwi wraz ze zmniejszeniem procesów prozapalnych (Zoladz i wsp., 2014)

oraz zmniejszenie spoczynkowej sztywności mięśni i sztywności parkinsonowskiej (Marusiak i wsp., 2015b). Dodatkowo, prace z wykorzystaniem funkcjonalnego rezonansu magnetycznego pokazały, że pojedyncza sesja, intensywnego ciągłego treningu na tandemie rowerowym, u pacjentów chorujących na PD, prowadzi do wzrostu aktywności jąder podstawy (Alberts i wsp., 2011; Beall i wsp., 2013). Prace te pokazały również, że powyższa poprawa jest w swoich efektach podobna do efektu działania leków dopaminergicznych. Te wyniki badań u pacjentów chorych na PD sugerują, że intensywny wysiłek fizyczny może prowadzić do wzbudzenia procesów neuroplastyczności prowadzących do poprawy funkcji neurofizjologicznych mózgu oraz mięśni szkieletowych, skutkując w konsekwencji poprawą zachowań psychomotorycznych.

W cytowanych powyżej badaniach użyto wysiłku ogólnego, angażującego duże grupy mięśniowe (jazda na cykloergometrze rowerowym, chód na bieżni). Ważnym aspektem wykorzystania tego typu treningu fizycznego w terapii osób chorych na PD jest fakt, że poprzez stymulację plastyczności układu nerwowego działamy nie tylko na mięśnie bezpośrednio zaangażowane w trening, ale również oddziałujemy na sterowanie czynnościami precyzyjnymi kończyn górnych. Wywołana wysiłkiem fizycznym poprawa funkcji motorycznych (oceniana klinicznie według części III skali UPDRS) oraz poprawa koordynacji oburęcznej i funkcji manipulacyjnych w badaniu dostosowania siły ściskania do obciążenia (badanie przy użyciu specjalnego manipulandum) były porównywalne do wyników poprawy po DBS i zażyciu leków dopaminergicznych (Alberts i wsp., 2011; Fisher i wsp., 2008; Ridgel i wsp., 2009). W cytowanej powyżej literaturze z badań na ludziach, stosowanym intensywnym wysiłkiem fizycznym był wysiłek ciągły. Prace autorstwa Zoladz i wsp. (2014) i Marusiak i wsp. (2015b) pokazały, że zastosowany w badaniach tych autorów interwałowy wysiłek fizyczny przynosi pozytywne rezultaty u pacjentów chorujących na PD poddanych temu typowi treningu. W pracach tych zanotowano u trenowanych pacjentów z PD podwyższenie czynnika neurotroficznego BDNF we krwi, które było pozytywnie skorelowane z obniżeniem punktacji UPDRS (złagodzenie symptomów i poprawa funkcjonowania chorego), obniżenie poziomu markerów prozapalnych oraz obniżenie sztywności parkinsonowskiej ocenianej skalą UPDRS i mierzonej przy pomocy miometrii. Jednocześnie prace innych badaczy (Bartlett i wsp., 2011; Gaesser i Angadi, 2011) pokazały, że trening interwałowy, ze względu na zastosowanie krótszych okresów intensywnej pracy

poprzedzielanych okresami aktywnej przerwy jest bardziej efektywny i lepiej tolerowany przez pacjentów. Co więcej praca Afzalpour i wsp. (2015) wykazała, że interwałowy trening fizyczny w porównaniu do ciągłego treningu, powoduje większy wyrzut BDNF-u do krwi. Dlatego też użycie takiego rodzaju wysiłku wydaje się bardziej uzasadnione w terapii jak i badaniach nad zmianami neuroplastycznymi u osób z PD.

I.8 Przesłanka badawcza

Przytoczone powyżej prace na ludziach dają wskazówki o pozytywnym wpływie neuroplastycznym intensywnych ćwiczeń fizycznych na funkcje motoryczne u chorych na PD (Fisher i wsp., 2008,2013; Marusiak i wsp., 2015b; Ridgel i wsp., 2009; Zoladz i wsp., 2014;). Jednakże nie wyjaśniają one w pełni mechanizmów zmian, które są przyczyną poprawy symptomów ruchowych na skutek intensywnego wysiłku fizycznego u pacjentów cierpiących na chorobę Parkinsona. By móc lepiej zrozumieć te mechanizmy, należałoby zbadać wpływ intensywnego wysiłku fizycznego na kontrolę nerwowo mięśniową funkcji motorycznych, a w szczególności tych funkcji które w swojej specyfice są mocno powiązane z patomechanizmem choroby Parkinsona, np. oburęczne funkcje chwytne (Wu i wsp., 2010). Jedną z częściej stosowanych metod w badaniach nad sterowaniem ruchem zarówno u osób zdrowych (Andrzejewska i wsp., 2014; Gabriel i wsp., 2007;) jak również u chorujących na PD (Hallet i Khoshbin, 1980; Vaillancourt i wsp., 2004; Wierzbicka i wsp., 1991) jest jednoczesny zapis siły i czynności bioelektrycznej mięśni szkieletowych (elektromiografia - EMG). Takie podejście badawcze daje możliwość śledzenia strategii aktywacji jednostek motorycznych (rekrutacja, częstotliwości pobudzeń i synchronizacja pracy jednostek motorycznych) przez ośrodkowy układ nerwowy (OUN) i analizy jak ta aktywność mięśni (informacja z analizy EMG) przekłada się na efekt mechaniczny skurczu mięśnia (informacja z zapisów siły lub momentu siły). Badania z wykorzystaniem EMG i analizy parametrów siły u osób chorujących na PD wykazały zaburzenie trójfazowego wzorca aktywacji mięśni wykonujących ruch w stawie, a mianowicie niedostateczną aktywację mięśnia agonistycznego oraz nadmierną aktywację mięśnia antagonistycznego. W konsekwencji prowadziło to do osiągnięcia niższych wartości siły z jednocześnie dłuższym czasem rozwijania siły; oraz osiągnięcia niższych wartości gradientu narastania siły podczas dynamicznych skurczów zarówno izometrycznych (Wierzbicka i wsp., 1991) jak i izotonicznych (Hallet i Khoshbin, 1980; Vaillancourt i wsp., 2004). Powyższe wyniki

badania dają podstawy do zrozumienia patomechanizmu w sterowaniu ruchem, który jest przyczyną bradykinezji (spowolnienia ruchowego) w PD.

Jak dotąd, brak jest w literaturze światowej wyników prac naukowych z wykorzystaniem jednoczesnej rejestracji siły i EMG do badania wpływu intensywnego treningu interwałowego na mechanizmy sterowania ruchem podczas wykonywania oburęcznych funkcji chwytnych u chorych na PD. Jest to szczególnie ciekawe jako, że badanie takie daje szansę na jednoczesną obserwację dwóch komponent mechanizmu sterowania ruchem. Pierwsza to komponenta świadomej kontroli ruchu realizowana przez układ piramidowy, a druga to komponenta podświadomej (automatycznej) kontroli ruchu, zależnej od aktywności układu pozapiramidowego. W niniejszej pracy zastosowano paradygmat ruchu pociągania górnego modułu manipulandum do góry jedną kończyną, z jednoczesną stabilizacją drugą kończyną dolnego modułu manipulandum. Paradygmat ten pozwala zbadać mechanizm nieświadomego (automatycznego) dostosowywania siły ściskania ręką pociągającą (manipulującą) i ręką stabilizującą podczas świadomego (wolicjonalnego) dozowania określonej siły podciągania. Ta nieświadoma kontrola siły ściskania wymaga sprawnego działania dopaminozależnych podkorowych (prążkowie: skorupa, gałka biała, jądro ogoniaste) i korowych (kora ruchowa dodatkowa – SMA, z ang. suplementarny motor area; kora przedruchowa – PMC, z ang. premotor cortex) struktur układu pozapiramidowego. Skorupa, której aktywność sterowana jest poprzez dopaminergiczne wpływy części zbitej istoty czarnej śródmózgowia moduluje aktywność gałki bladej i innych struktur układu pozapiramidowego, włączając również ośrodki korowe (SMA i PMC). SMA jest z kolei ważną strukturą dla koordynacji obustronnej, dlatego pełni bardzo ważną funkcję w egzekucji oburęcznych funkcji manipulacyjnych. Rejestracja czynności elektromiograficznej mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (FDI – first dorsal interosseus), jako agonisty w wyzwaniu siły w połączeniu z jednoczesnym pomiarem siły pociągania w górę i ściskania dla obu rąk, może dostarczyć nowych informacji na temat mechanizmów sterowania ruchem w PD. Pozwoli to również zweryfikować hipotezę o pozytywnym wpływie 8-tygodniowego cyklu intensywnego treningu interwałowego na funkcjonowanie mechanizmów sterowania ruchem, a w szczególności tych procesów które są kontrolowane przez dopamino-zależne struktury układu pozapiramidowego, które wykazują zaburzone działanie w chorobie Parkinsona.

Poznanie powyższych mechanizmów jest konieczne dla możliwości tworzenia skutecznych programów terapii z wykorzystaniem wysiłku fizycznego u pacjentów chorujących na PD.

II Cel Pracy

Cel ogólny:

Zbadanie wpływu ośmiotygodniowego intensywnego treningu interwałowego na cykloergometrze rowerowym na mechanizmy sterowania ruchem oraz symptomy ruchowe u pacjentów chorujących na chorobę Parkinsona.

Cele szczegółowe:

Ocena wpływu ośmiotygodniowego cyklu intensywnego treningu interwałowego na cykloergometrze rowerowym, na: (1) parametry siły i elektromiogramu podczas wykonywania czynności oburęcznych chwytnych; oraz na (2) bradykinezę kończyn górnych i globalną ocenę symptomów ruchowych wg ujednoliconej skali oceny choroby Parkinsona (UPDRS – unified Parkinson's disease rating scale), w modelu badania podłużnego (porównanie wyników po w stosunku do przed okresem cyklu treningowego) z grupą kontrolną (badane dwie grupy: gr. treningowa - pacjenci z PD poddani cyklowi treningowemu i gr. kontrolna - pacjenci z PD nie uczestniczący w cyklu treningowym).

III HIPOTEZY BADAWCZE

W grupie treningowej (TR) osób chorujących na PD, udział w ośmiotygodniowym cyklu intensywnego treningu interwałowego spowoduje (w wynikach sesji po w stosunku do sesji przed cyklem treningowym):

- (1) poprawę kontroli siły podczas wykonywania czynności oburęcznych chwytnych, co będzie odzwierciedlone w parametrach siły;
- (2) poprawę strategii aktywacji jednostek motorycznych (rekrutacja, częstotliwość pobudzeń i synchronizacja), co będzie odzwierciedlone w zmianach parametrów elektromiograficznych;
- (3) złagodzenie objawów bradykinezji kończyn górnych oraz zmniejszenie punktów w globalnej ocenie symptomów ruchowych PD, oceniane za pomocą skali UPDRS.

W grupie kontrolnej (K) osób chorujących na PD nie poddanych ośmiotygodniowemu cyklowi intensywnego treningu interwałowego, parametry siły i parametry elektromiograficzne oraz symptomy ruchowe nie ulegną zmianie lub nastąpi ich pogorszenie w sesji po w stosunku do sesji przed okresem cyklu treningowego.

IV METODYKA BADAŃ

IV 1. Osoby badane

Do badania zrekrutowanych zostały dwadzieścia dwie osoby po 55 r. ż., u których zdiagnozowano idiopatyczną postać choroby Parkinsona. Zostały one podzielone na dwie równoliczne grupy: trenowaną (TR) i kontrolną (K). Grupa TR wzięła udział w 8-tygodniowym cyklu intensywnego treningu interwałowego (ITI), natomiast grupa kontrolna została poproszona o utrzymanie zwyczajowego poziomu aktywności codziennej w czasie trwania eksperymentu. Warunkiem włączenia do badań było: potwierdzenie zdiagnozowanej choroby Parkinsona przez lekarza neurologa, brak przeciwwskazań do udziału w eksperymencie (zgoda lekarza prowadzącego), brak współistniejących schorzeń neurologicznych, pisemna zgoda pacjenta na udział w badaniach, stan zaawansowania choroby nie większy niż oceniany na 3 punkty wg zmodyfikowanej skali Hoehn & Yahr (gwarantujący samodzielność osoby badanej w poruszaniu się). Osoby chętne do badań, ale nie spełniające tych kryteriów, w szczególności te o niestabilizowanych parametrach krążeniowo-oddechowych lub kwalifikujące się na ocenę 4 lub 5 punktów w skali Hoehn & Yahr zostały wykluczone z udziału w badaniu. Wszyscy badani zostali poproszeni o nie zmienianie swojej codziennej aktywności na czas trwania eksperymentu tak aby wykluczyć wpływ innych czynników na ewentualne zmiany mierzonych parametrów. Wszyscy uczestnicy eksperymentu zostali również poinformowani o możliwości przerwania udziału w eksperymencie, w przypadku problemów zdrowotnych lub z jakiegokolwiek innej przyczyny. Jedna z osób z grupy kontrolnej musiała skorzystać z tej możliwości, dlatego w pracy tej wykorzystano dane jedynie dziesięciu osób dla grupy kontrolnej. Szczegółowe dane antropometryczne i kliniczne dla obydwu grup przedstawiają Tabela 1 (grupa trenowana) i Tabela 2 (grupa kontrolna).

Tabela 1 Charakterystyka antropometryczna i kliniczna grupy trenowanej (TR; n=11)

Badani z grupy TR	Wiek	Płeć	Masa ciała	Wzrost	Czas trwania choroby	Kończyna górna zajęta/ bardziej zajęta	Kończyna górna dominująca	Skala Hoehn & Yahr
[nr]	[lata]	[K/M]	[kg]	[cm]	[lata]	[prawa/lewa]	[prawa/lewa]	[punkty]
TR_01	79	M	71	157	10	prawa	prawa	2,5
TR_02	69	M	84	182	7	prawa	prawa	1
TR_03	65	K	64	162	7	lewa	prawa	2,5
TR_04	68	M	78	167	13	prawa	prawa	2,5
TR_05	65	K	61	155	2	prawa	prawa	1,5
TR_06	60	M	79	169	14	prawa	prawa	3
TR_07	84	M	73	165	4	lewa	prawa	1,5
TR_08	78	K	67	159	8	lewa	prawa	3
TR_09	62	M	63	161	16	prawa	prawa	3
TR_10	58	K	67	152	6	lewa	prawa	3
TR_11	88	K	67	149	4	lewa	prawa	2

Tabela 2 Charakterystyka antropometryczna i kliniczna grupy kontrolnej (K; n=10)

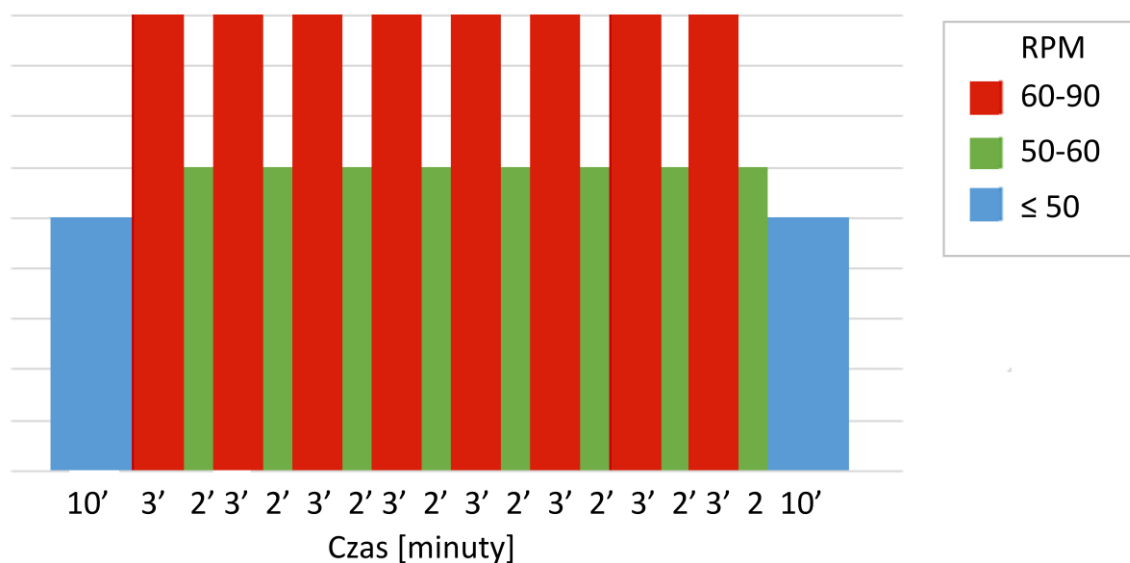
Badani z grupy K	Wiek	Płeć	Masa ciała	Wzrost	Czas trwania choroby	Kończyna górna zajęta/ bardziej zajęta	Kończyna górna dominująca	Skala Hoehn & Yahr
[nr]	[lata]	[K/M]	[kg]	[cm]	[lata]	[prawa/lewa]	[prawa/lewa]	[punkty]
K_01	81	K	63	159	10	lewa	prawa	3
K_02	67	K	64	156	4	prawa	prawa	2
K_03	81	M	67	157	12	prawa	prawa	2
K_04	90	K	60	148	6	lewa	prawa	2
K_05	79	K	60	156	8	lewa	prawa	2,5
K_06	72	M	78	182	11	prawa	prawa	2
K_07	60	K	67	153	8	prawa	prawa	2
K_08	74	K	59	164	5	prawa	prawa	1,5
K_09	66	K	70	160	2	lewa	prawa	1,5
K_10	70	M	76	166	15	prawa	prawa	3

IV 2. Plan eksperymentu

Wszystkie badania i treningi odbyły się w laboratorium Katedry Kinezyjologii, na Wydziale Fizjoterapii w Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Eksperyment składał się z sesji zapoznawczej i dwóch sesji pomiarowych, którym poddano obie grupy (TR i K) badanych pacjentów z PD. Pierwsza sesja pomiarowa wykonana była przed (pre) okresem trwania 8-tygodniowego cyklu ITI (w trakcie którego grupa TR podejmowała ITI, natomiast grupa K nie wykonywała tego treningu). Podczas sesji zapoznawczej badani z obu grup (TR i K) zostali zapoznani z celami i szczegółami metodologii badań jakim planowano ich poddać, jak również mieli możliwość przećwiczyć wszystkie procedury pomiarowe, które były wykonywane w trakcie sesji pomiarowych pre i post. Miało to na celu (i) wyeliminowanie/zmniejszenie stresu związanego z nowym laboratoryjnym środowiskiem u badanych oraz (ii) zapobieżenie sytuacji gdy problem w zrozumieniu specyficznych dla celów eksperymentu czynności lub postawione przed nimi zadania mogłyby wpłynąć na przebieg i wyniki pomiarów. Sesja zapoznawcza była również czasem kiedy badani ostatecznie mieli wyrazić zgodę na udział w eksperymencie. Każda z dwóch sesji pomiarowych (pre i post) składała się z: (i) badania parametrów opisujących sterowanie ruchem podczas czynności chwytnych oburęcznych w przeciwfazie (z jednoczesną rejestracją sygnałów elektromiograficznych - EMG i siły), oraz (ii) oceny neurologicznej symptomów PD. Dodatkowo w sesji pomiarowej pre zostały wykonane pomiary antropometryczne (wysokość i masa ciała). W trakcie sesji pomiarowych pre i post osoby badane były w fazie farmakologicznej „OFF”, (tzn. minimum 12-godzin od przyjęcia ostatniej dawki leków anty parkinsonowskich), by zminimalizować wpływ leków na wynik badań.

IV 3. Procedura treningowa

Cykl treningowy trwał 8 tygodni, w trakcie których wykonano dwadzieścia cztery 1-godzinne sesje treningowe (3 sesje / tydzień). Poszczególne sesje treningowe oddzielone były jedno- lub dwudniowymi przerwami wypoczynkowymi. Każda sesja treningowa intensywnego treningu interwałowego (ITI) polegała na jeździe na cykloergometrze rowerowym (MONARK, Ergomedic 874E, Sweden) i składała się z trzech płynnie po sobie następujących części: rozgrzewki (10 minut), intensywnej interwałowej części głównej (40 minut) i aktywnego uspokojenia organizmu (10 minut) (Rycina 1).



Rycina 1 Graficzny schemat przebiegu sesji treningowej. RPM - jednostka wyrażająca tempo pedałowania, jako liczba obrotów na minutę (revolutions per minute)

Sesja treningowa rozpoczynała się 10-cio minutową rozgrzewką, polegającą na luźnym pedałowaniu w tempie nie wyższym niż 50 obrotów na minutę (RPM - revolutions per minute), której celem było podniesienie funkcjonowania organizmu na wyższy poziom aktywności przygotowując układ krążeniowo-oddechowy, nerwowy i ruchu do części głównej - interwałowej. Część główna składała się z ośmiu pięciominutowych setów, z których każdy rozpoczynał się trzyminutową fazą przyspieszenia (częstość pedałowania 60-90 RPM, lub tempo o 30% wyższe od indywidualnego tempa wolicjonalnego), po której następowała dwuminutowa faza wolniejszego tempa pedałowania (50-60 RPM). Bezpośrednio po zakończeniu ostatniego, ósmego seta części interwałowej, następowało przejście do dziesięciominutowej fazy aktywnego uspokojenia organizmu, polegającej na swobodnym pedałowaniu w tempie nie wyższym niż 50 RPM. Celem ostatniej części sesji treningowej było ułatwienie powrotu parametrów krążeniowo oddechowych do wartości spoczynkowych. Zadany rytm pedałowania podawany był przez osobę prowadzącą trening oraz dodatkowo taktowany przez metronom. Przez cały czas trwania treningu stosowany był doping słowny mający na celu dodatkowo zmotywować uczestników do intensywnego wysiłku. Ilość obrotów na minutę i obciążenie w Watach (W) rejestrowane były na bieżąco za pomocą komputera. Informacja o zadanym oraz osiąganym tempie pedałowania były na

bieżąco wyświetlana jako informacja zwrotna dla każdego uczestnika (w postaci poziomych linii), na dużym ekranie zawieszonym na ścianie przed trenującymi. Zadaniem trenujących było zrównanie poziomej linii oznaczającej aktualnie osiągnięte tempo z poziomą linią, oznaczającą tempo zadane. Obciążenie koła pasowego dobierano tak, aby osoba trenująca uzyskiwała zadaną prędkość pedałowania i jednocześnie utrzymała zadaną treningową częstość skurczów serca (THR- target heart rate). Wartość THR obliczana była jako spoczynkowa częstość skurczów serca podniesiona o procentową wartość rezerwowej częstości skurczów serca (HRR- heart rate reserve) zgodnie z formułą Karvonena: $THR = [\% \times (HR_{max} - HR_{rest})] + HR_{rest}$, gdzie HR_{max} oznacza maksymalną częstość skurczów serca (obliczana jako 220 - wiek), a HR_{rest} oznacza spoczynkową częstość skurczów serca. By zapobiec zmniejszeniu się efektywności treningu, co drugi tydzień intensywność treningu zwiększano poprzez podniesienie THR o 5% HRR, jak w Tabeli 3.

Tabela 3. Tabela progresji obciążeń treningowych w kolejnych tygodniach 8-tygodniowego cyklu treningowego

Tydzień cyklu treningowego	Wartość % podstawiona do wzoru na THR
1-2	60
3-4	65
5-6	70
7-8	75

THR - zadana częstość skurczów serca (target heart rate)

Wartość THR utrzymana miała być w intensywnej, trzyminutowej szybszej fazie interwału. Natomiast w czasie dwuminutowej fazy zwolnienia tempa pedałowania badany miał za zadanie utrzymać się w granicach 30-40% tej intensywności. Chwilową częstość skurczów serca (HR) mierzono za pomocą pulsometru (Polar, Finland). Notowano też subiektywną ocenę ciężkości wysiłku (dla fazy przyspieszenia i zwolnienia w czasie treningu) przy pomocy dwudziestostopniowej skali Borga (Borg, 1982). Przed treningiem (w razie potrzeby również w jego trakcie) wykonywano pomiar ciśnienia tętniczego krwi w celu upewnienia się, że badany jest zdolny do wysiłku i dobrze znosi obciążenie

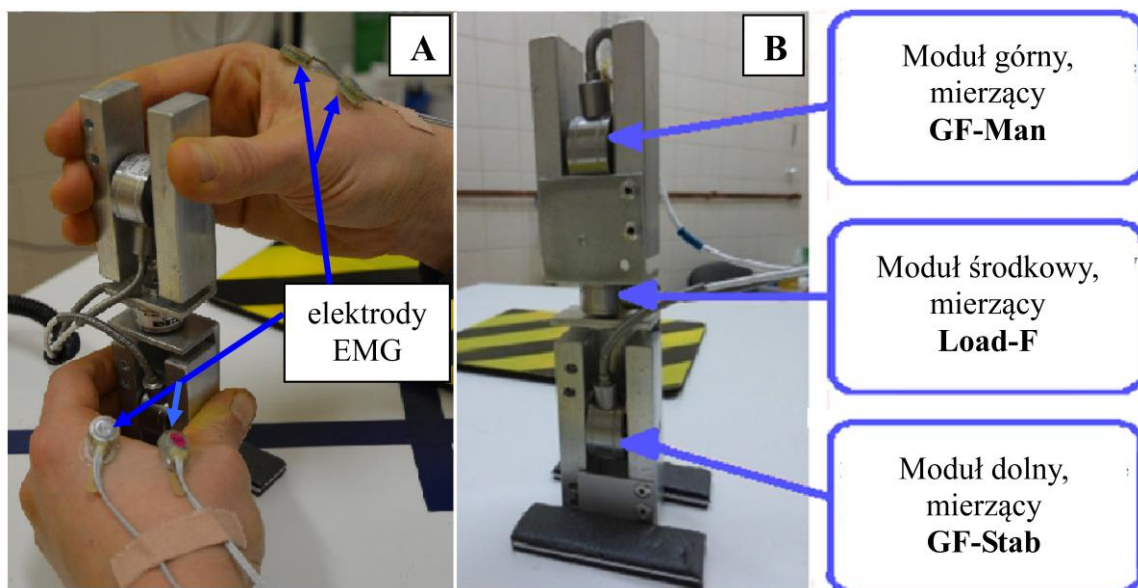
treningowe. Przy niepokojących objawach lub złym samopoczuciu trening został by przerwany. W czasie wszystkich sesji treningowych badani byli w farmakologicznej fazie „ON”, czyli w indywidualnie dla każdego pacjenta dobranej porze najlepszego funkcjonowania po zażyciu leków anty-parkinsonowskich. Miało to na celu zapewnienie badanym komfortu trenowania i umożliwienie im maksymalnego zaangażowania w wykonywanie intensywnego wysiłku interwałowego.

IV 4. Procedury pomiarowe

IV 4.1 Ocena kontroli funkcji oburęcznych chwytnych

IV 4.1.1 Procedura wykonywania rejestracji siły i sygnałów elektromiograficznych

Ocena oburęcznych funkcji chwytnych kończyn górnych została w wykonana poprzez analizę parametrów siły i sygnału elektromiograficznego (EMG) zarejestrowanych w trakcie wykonywania zadania ruchowego, w którym osoba badana miała wykonać pociąganie przedmiotu w górę jedną ręką z jednoczesnym stabilizowaniem tego samego przedmiotu przez drugą ręką. Przykładem czynności życiowej podobnej w swej specyfice do badanej w eksperymencie może być poprawianie (zaciskanie) krawata, lub wyciągania korka od szampana w płaszczyźnie strzałkowej (bez rotacji korka), gdzie jedna ręką stabilizuje manipulowany obiekt, a druga wykonuje ruch pociągania do góry. Powyższe zadanie ruchowe wymaga prawidłowo działających mechanizmów odpowiadających za koordynację oburęczną oraz za dopasowania siły ściskania do siły pociągania w obu kończynach. Wiodącą rolę w powyższych mechanizmach odgrywają dopamino-zależne struktury podkorowe i korowe OUN, a wśród nich prążkowie i kora ruchowa dodatkowa. Powyższe struktury wykazują zaburzoną funkcję u chorych na PD, co skutkuje problemami z wykonywaniem czynności oburęcznych w przeciw fazie (Wu i wsp., 2010a). Dlatego ten specyficzny dla patomechanizmu PD typ zadania ruchowego został wybrany w niniejszej pracy do zbadania wpływu cyklu ITI na procesy sterowania ruchem u chorych na PD. Powyższe badanie zostało wykonane przy użyciu skonstruowanego w Katedrze Kinezylogii urządzenia pomiarowego do oceny oburęcznych funkcji chwytnych (Rycina 2), którego budowa i działanie zostało opisane w dalszej części niniejszego rozdziału.



Rycina 2 Urządzenie pomiarowe do rejestracji sił podciągania i ściskania podczas wykonywania oburęcznych funkcji chwytnych w przeciwfazie

Urządzenie pomiarowe do rejestracji sił podciągania i ściskania podczas wykonywania oburęcznych funkcji chwytnych w przeciwfazie.

Panel A przedstawia ułożenie rąk osoby badanej w czasie wykonywania oburęcznego zadania ruchowego i umiejscowienie elektrod do rejestracji sygnału elektromiograficznego (EMG) z mięśnia pierwszego grzbietowego międzykostnego dłoni.

Panel B przedstawia budowę urządzenia pomiarowego z czujnikami do pomiaru poszczególnych rodzajów sił: GF-Man – siła ściskania ręki manipulującej (moduł górny); Load-F – siła pociągania w płaszczyźnie strzałkowej (moduł środkowy); GF-Stab – siła ściskania ręki stabilizującej (moduł dolny)

Powyżej przedstawione urządzenie pomiarowe zbudowane jest z trzech modułów: górnego – rejestrującego siłę ściskania chwytem opuszkowo-szczypcowym ręką manipulującą (GF-Man – grip force of manipulating hand), środkowego rejestrującego siłę pociągania w płaszczyźnie strzałkowej (Load-F – load force) oraz dolnego – rejestrującego siłę ściskania chwytem opuszkowo-szczypcowym ręką stabilizującą (GF-Stab – grip force of stabilizing hand). Każdy z modułów wyposażony jest w czujnik siły (WMC, Interface, Arizona, USA) odczytujący zakres siły 0-220 N. Poszczególne moduły są połączone ze sobą nieruchomo, stanowiąc sztywne urządzenie, tak by mierzyć generowanie powyżej opisanych sił w skurczu izometrycznym.

Dla umożliwienia śledzenia procesów kontroli nerwowo-mięśniowej w trakcie wykonywania funkcji oburęcznych chwytnych z dostosowaniem siły ściskania obu rąk do siły

pociągania, wraz z zapisami siły dokonana została jednoczesna rejestracja czynności bioelektrycznej z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (FDI - first dorsal interosseous)(Rycina 2A). Mięsień ten został wybrany ponieważ odgrywa główną rolę w generowaniu siły chwytu szczypcowego w trakcie unoszeniu przedmiotów (Brandel, 1970). Mięsień ten jest łatwy do identyfikacji w badaniu palpacyjnym, co jest istotne dla precyzji i powtarzalności umiejscowienia elektrod EMG na brzuscu tego mięśnia. Do rejestracji czynności bioelektrycznej z mięśnia FDI, posłużyły dwie aktywne, jednobiegunowe elektrody powierzchniowe (Ag/AgCl, średnica 4mm) firmy BioSemi (BioSemi B.V., Amsterdam, Netherlands) zamocowane w odległości 20 mm od siebie, na powierzchni skóry pokrywającej mięsień FDI (za pomocą krążków dwustronnie przyklejonych). W trybie on-line sygnał EMG rejestrowany był monopolarnie (przez każdą z elektrod oddzielnie), by później być zróżnicowanym w trybie off-line. Wbudowany w każdą elektrodę EMG przedwzmacniacz zapewnił rejestrację wysokiej jakości sygnału elektromiograficznego. Dodatkowo na wyrostkach sutkowych kości skroniowej umieszczono dwubiegunową elektrodę referencyjną (w celu różnicowania sprzętowego w trybie on-line). Tak wykonana procedura elektromiograficznego zapisu pozwoliła na wyeliminowanie wpływu różnego rodzaju artefaktów, wliczając artefakty ruchowe i naczyniowe z elektromiogramów.

Procedura pomiarowa przebiegała w następujący sposób. Osoba badana znajdowała się w pozycji siedzącej (ze stopami opartymi o podłoże) na specjalnie przygotowanym w tym celu stanowisku pomiarowym (Rycina 3). W pozycji wyjściowej przedramiona kończyn górnych oparte były na stoliku ustawionym na wysokości komfortowej dla badanego, a dłonie umieszczone były na przeznaczonych do tego celu podkładkach, oddalonych od siebie na szerokość barków osoby badanej (Rycina 3A). Dokładnie w środku między tymi podkładkami, w rzucie środkowej osi ciała badanego, znajdowało się opisane powyżej urządzenie pomiarowe (Rycina 3). Zadaniem osoby badanej było wykonanie ruchu pociągania (w skurczu izometrycznym) górnego modułu urządzenia pomiarowego ręką manipulującą (u wszystkich pacjentów ręką manipulującą zawsze była kończyna górna zajęta lub bardziej zajęta przez PD) przy jednoczesnym stabilizowaniu dolnego modułu urządzenia ręką stabilizującą (niezajętą lub mniej zajętą chorobowo) (Rycina 3B). Obie ręce chwyciły odpowiedni moduł urządzenia pomiarowego chwytem opuszkowo-szczypcowym

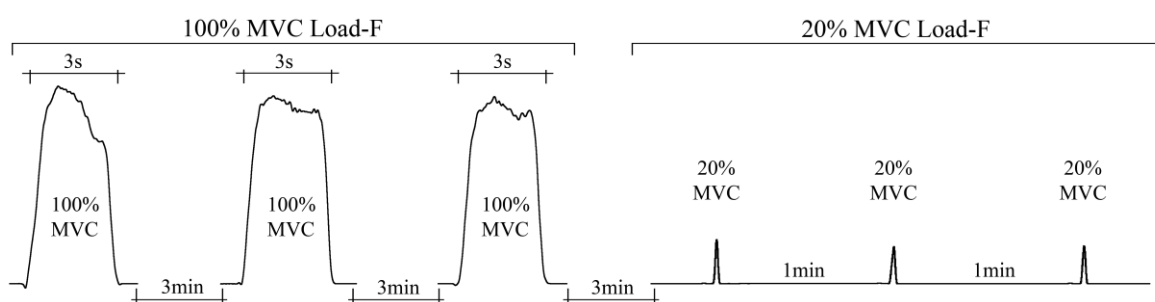
(ręka manipulująca chwytiała moduł górny, a ręka stabilizująca moduł dolny urządzenia) przy użyciu wszystkich palców, i ścisnęła z siłą adekwatną do wielkości siły pociągania.



Rycina 3 Stanowisko pomiarowe do badania oburęcznych funkcji chwytnych z osobą badaną w pozycji wyjściowej (Panel A) oraz podczas wykonywania czynności pociągania modułu górnego kończyną manipulującą do góry z jednoczesną stabilizacją modułu dolnego kończyną stabilizującą (Panel B)

Wpierw, badany wykonywał trzy próby pociągania z maksymalną siłą wolicjonalną (MVC – maximal voluntary contraction) w skurczu izometrycznym stopniowanym

(rozwinięcie maksymalnej siły, utrzymanie jej przez 3 sekundy i relaksacja siły) (Rycina 4). By wyeliminować wpływ zmęczenia na wynik pomiaru, pomiędzy poszczególnymi próbami maksymalnymi zapewniono 3-minutowe przerwy. Na bazie wykonanych trzech prób maksymalnych oszacowano wartość maksymalnej siły pociągania (100% MVC Load-F) poprzez wyliczenie średniej arytmetycznej z tych trzech prób. Następnie osoba badana miała za zadanie wykonać trzy próby pociągania z siłą równą 20% maksymalnej siły pociągania (20% MVC Load-F) w skurczu izometrycznym pulsacyjnym (tzn. maksymalnie szybko rozwinąć 20% siły pociągania i bez jej utrzymywania, maksymalnie szybko zrelaksować siłę do poziomu zerowego) (Rycina 4).Pomiędzy trzema próbami generowania 20% siły pociągania zapewniona była 1-minutowa przerwa.



Rycina 4 Graficzny schemat badania oburęcznych funkcji chwytnych dla skurczu izometrycznego stopniowanego na poziomie 100% MVC (maximal voluntary contraction - maksymalna siła skurczu wolicjonalnego) i skurczu izometrycznego pulsacyjnego na poziomie 20% MVC dla czynności pociągania (Load-F)

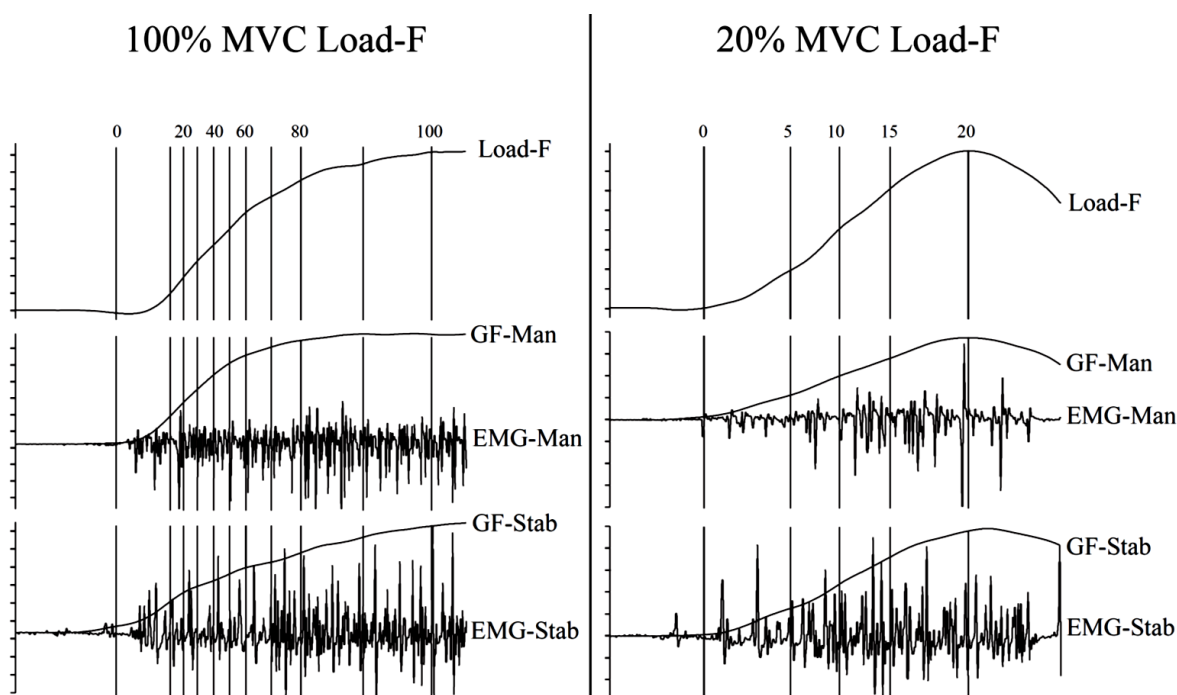
Dla ułatwienia wykonania powyższego zadania, badana osoba otrzymywała wizualną informację zwrotną (feedback) o poziomie osiągniętej siły pociągania na monitorze komputera oddalonym od stanowiska pomiarowego o około 100 cm (Rycina 3A). Na monitorze wyświetlane były w czasie rzeczywistym dwie poziome linie, tj. pierwsza pozioma linia reprezentująca zadany poziom 20% siły pociągania oraz druga pozioma linia przedstawiająca zapis aktualnie wyzwalanej przez osobę badaną siły pociągania. Zadaniem osoby badanej było jak najszybciej zrównać linię aktualnie wyzwalanej siły z linią zadanego poziomu 20% siły podciągania. Każda z prób wyzwalania siły pociągania (zarówno na poziomie 100% MVC jak i 20% MVC Load-F) wykonywana była po usłyszeniu sygnału dźwiękowego emitowanego przez głośnik komputera, poprzedzonego komendą słowną

„uwaga”, wypowiedzianą przez prowadzącego pomiar. Po wykonaniu każdego powtórzenia ręce badanego musiały wrócić na podkładki do pozycji wyjściowej (Rycina 3A). Wszystkie próby wykonywane były z instrukcją wyzwalania siły pociągania z maksymalną prędkością, co miało umożliwić ocenę wpływu symptomu bradykinezji (spowolnienia ruchowego) na dynamikę rozwijania siły. Próba nie była zaliczana jeżeli badany oderwał ręce od podkładek przed usłyszeniem sygnału dźwiękowego lub wykonał powtórzenie nieprawidłowo, na przykład zamienił rękę manipulującą ze stabilizującą lub oderwał urządzenie od stolika (tzn. niedostatecznie ustabilizował urządzenie kończyną stabilizującą). Wówczas osoba badana powtarzała wykonanie próby. Przed rozpoczęciem właściwych rejestracji sygnałów w trakcie każdej sesji pomiarowej (pre i post), każdemu badanemu udzielano instruktażu, jak również osoba badana wykonywała (bez rejestracji sygnałów) kilka powtórzeń próbnych obydwu zadań (zarówno na poziomie 100 i 20% siły podciągania, podobnie jak podczas sesji zapoznawczej). Wykonanie tych próbnych powtórzeń miało na celu zminimalizowanie ewentualnego wpływu uczenia się na wyniki późniejszych właściwych rejestracji sygnałów. Sygnały z urządzeń rejestrujących (czujniki siły i elektrody EMG) przesyłane były do komputera, za pośrednictwem urządzenia AIB (analog input box; BioSemi B.V., Amsterdam, Netherlands), które wyposażone jest we wzmacniacze dla poszczególnych kanałów pomiarowych (rejestrujących sygnały siły i EMG) i w przetwornik analogowo-cyfrowy. Po wzmocnieniu, wszystkie sygnały (bez wstępnej filtracji) zostały zapisywane w postaci cyfrowej (z częstotliwością próbkowania 2048 Hz) na komputerze stacjonarnym, przy użyciu programu Active Two (BioSemi B.V., Amsterdam, Netherlands).

IV 4.1.2 Procedura wykonywania analiz siły i sygnałów elektromiograficznych

Wszystkie analizy zarejestrowanych sygnałów wykonywane były w trybie „off-line” w programie Spike 2 v. 7 (Cambridge Electronic Design, Ltd., Cambridge, UK), przy użyciu specjalnie przygotowanych skryptów do specyfikacji sygnałów siły i EMG. Z zarejestrowanych symultanicznie sygnałów (siły pociągania, siły ściskania kończyną manipulującą i siły ściskania kończyną stabilizującą oraz czynności bioelektrycznej mięśnia FDI) wyliczone zostały parametry odzwierciedlające dynamikę rozwijania siły pociągania oraz dynamikę dostosowania siły ściskania i aktywności elektromiograficznej mięśnia FDI. Dla wykonania powyższej analizy, na czasowym przebiegu zapisu siły pociągania zidentyfikowano punkty czasowe odpowiadające następującym poziomom wzrastającej siły pociągania.

Dla prób generowania maksymalnej siły pociągania (100% MVC Load-F) wyznaczono jedenaste punkty czasowe dla poziomów siły co 10% (najniższy 0%, a najwyższy 100%), natomiast dla prób generowania 20% siły podciągania (20% MVC Load-F) wyznaczono pięć punktów czasowych odzwierciedlających poziomy siły co 5% siły pociągania (najniższy 0%, a najwyższy 20%) (Rycina 5).



Rycina 5 Graficzny schemat obrazujący punkty czasowe (pionowe linie wstawione na przebiegu czasowym sygnałów) na poszczególnych poziomach procentowych siły pociągania (11 punktów czasowych w zakresie 0-100% MVC dla próby 100% MVC Load-F oraz 5 punktów czasowych w zakresie 0-20% MVC dla prób 20% MVC Load-F) do analizy dynamiki rozwijania siły pociągania (Load-F) oraz siły ściskania (GF-grip force) i czynności elektromiograficznej (EMG) w kończynie manipulującej (Man) i stabilizującej (Stab)

Początek wyzwalania siły pociągania (zarówno dla prób na poziomie 20% MVC Load-F jak i 100% MVC Load-F) przyjęto jako punkt czasowy, w którym wzrost amplitudy sygnału siły podciągania osiągnął wartość równą trzem odchyleniom standardowym od wartości linii izoelektrycznej zapisu siły Load-F. Na bazie tych punktów czasowych, wykonano analizę na wszystkich zarejestrowanych sygnałach, tzn. na sygnałach: (i) siły pociągania, siły ściskania kończyną manipulującą i siły ściskania kończyną stabilizującą oraz na (ii) sygnałach elektromiograficznych mięśnia FDI. Dodatkowo, podobnie jak w pracy Ridgel i wsp.

(2009), oszacowano zdolność do oburęcznej koordynacji dostosowania siły ściskania do siły pociągania, poprzez wyliczenie czasu opóźnienia pomiędzy początkiem wyzwania siły ściskania kończyną manipulującą i kończyną stabilizującą, w trakcie wykonywania prób generowania 20% MVC Load-F.

Wszystkie pomiary podczas prób 100% MVC Load-F i 20% MVC Load-F wykonano dla obydwu kończyn górnych gdy pełniły funkcję manipulującą i stabilizującą, jednak do analizy w niniejszej pracy wykorzystano dane z pomiarów gdzie kończyną manipulującą jest kończyna zajęta lub bardziej zajęta przez PD.

Długość okna pomiarowego dla wykonania wszystkich analiz na procentowych poziomach narastania siły pociągania (zarówno dla sygnału EMG jak i sygnałów siły) wynosiła 100 ms. Tak krótkie okno czasowe zostało wybrane ponieważ, badani mieli wykonać zadanie ruchowe według instrukcji aby maksymalnie szybko rozwijać siłę pociągania, co miało umożliwić oszacowanie dynamiki rozwijania siły oraz aktywności elektromiograficznej mięśnia FDI. Dobór krótkiego okna czasowego do analiz, niestacjonarny charakter rejestrowanych sygnałów elektromiograficznych i większy potencjał interpretacji wyników (w odniesieniu do informacji na temat mechanizmów sterowania ruchem) są przyczynami dla, których zdecydowano się na analizę sygnału EMG przy użyciu metody SSA (SSA- spike shape analysis), czyli analizy kształtu iglic elektromiogramu.

Wszystkie poniżej opisane i przedstawione w wynikach parametry siły oraz parametry elektromiograficzne wyrażono dla każdego badanego jako wartość średnią, wyliczoną z trzech wykonywanych prób zarówno dla 100% MVC Load-F i 20% MVC Load-F.

IV 4.1.2.1 Analizowane parametry z zapisów siły

1. **Siła pociągania (pokonywania oporu w płaszczyźnie strzałkowej) (Load-F) [N] oraz czas narastania siły [ms] podczas podciągania na poziomie 20% i 100% MVC;**
2. **Siła ściskania kończyną manipulacyjną podczas podciągania (GF - Man) [N];**
3. **Siła ściskania kończyną stabilizacyjną podczas podciągania (GF - Stab) [N].**

Wartości parametrów opisanych powyżej w punktach 1-3 zostały oszacowane w punktach czasowych odpowiadającym poszczególnym poziomom procentowym siły pociągania (11 punktów czasowych w zakresie 0-100% MVC dla próby 100% MVC Load-F oraz 5 punktów czasowych w zakresie 0-20% MVC dla prób 20% MVC Load-F). Poza powyższymi wartościami bezwzględnych sił i czasu osiągnięcia siły, na bazie analiz trzech sygnałów sił w czasie (Load-F, GF-Man, GF-Stab) zostały wyliczone poniższe parametry (4-6) opisujące dynamikę rozwijania siły.

4. **Gradient narastania siły (dla Load-F, GF-Man, GF-Stab) przy wzroście siły pociągania z niższego poziomu na wyższy - $\Delta F/\Delta t$ [N/s], gdzie ΔF [N] to wartość przyrostu siły przy zmianie z niższego poziomu na wyższy, a Δt [s] to czas zmiany siły z niższego poziomu na wyższy.**

Parametry 1-4 zostały oszacowane dla prób pociągania zarówno z siłą maksymalną (100% MVC Load-F) jak również dla prób pociągania do poziomu 20% maksymalnej siły pociągania (20% MVC Load-F). Wartości gradientów narastania siły dla Load-F ($\Delta F/\Delta t$ Load-F), GF-Man ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man) i GF-Stab ($\Delta F/\Delta t$ GF-Stab) zostały wyliczone na następujących zakresach zmiany/narastania siły pociągania: 0-10%, 10-20%, 20-30%, 30-40%, 40-50%, 50-60%, 60-70%, 70-80%, 80-90%, 90-100% (dla prób 100% MVC Load-F) i 0-5%, 5-10%, 10-15%, 15-20% (dla prób 20% MVC Load-F).

5. **Gradient narastania siły ściskania kończyną manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man [N/s]) dla całego przebiegu narastania siły podczas prób na poziomie 20% MVC siły pociągania, wyliczony jako wartość przyrostu siły GF-Man [N] do czasu [s], w którym nastąpił przyrost siły Load-F z wartości z 0% do poziomu 20% MVC.**

Oszacowanie wartości tego parametru miało na celu analizę zachowania się dynamiki narastania (nachylenie krzywej) siły ściskania dla przebiegu całego skurczu pulsacyjnego (w odróżnieniu do analizy zmian na poziomach siły Load-F co 5%, jak w punkcie 4),

co jest ważne dla odniesienia wyników tego parametru do wyników ocen bradykinezji kończyn górnych w badaniu neurologicznym. Dało to również możliwość odniesienia wyników niniejszej pracy do wyników badań innych badaczy (Alberts i wsp., 2011; Beall i wsp., 2013; Ridgel i wsp., 2009), którzy zastosowali podobną metodologię (analiza tempa narastania siły ściskania w dostosowaniu jej do wzrostu siły pociągania na submaksymalnym poziomie bez podziału na zakresy siły) do oceny wpływu intensywnego wysiłku fizycznego na precyzyjne funkcje oburęczne u pacjentów z PD.

6. Czas opóźnienia (latencji) między początkiem wywalania siły ściskania kończyny manipulującej i stabilizującej (TGF-lat_{MAN-STAB}) [s],

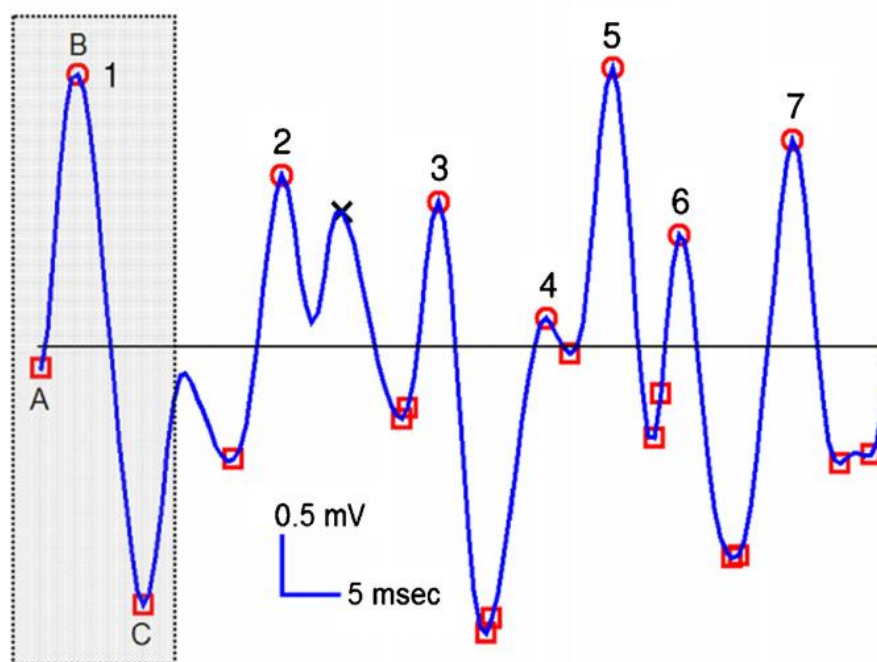
Parametr TGF-lat_{MAN-STAB} został oszacowany na bazie zarejestrowanych sygnałów siły ściskania kończyną manipulującą i siły ściskania kończyną stabilizującą w trakcie generowania siły pociągania do poziomu 20% MVC Load-F. Parametr ten został wyliczony jako wartość czasu opóźnienia między początkiem wywalania siły ściskania w kończynie manipulującej i początkiem wywalania siły w kończynie stabilizującej. Początek wywalania dla obu sił przyjęto jako punkt czasowy, w którym wzrost amplitudy sygnału siły ściskania (dla GF-Man i GF-Stab) był równy trzem odchyleniom standardowym od wartości linii izoelektrycznej zapisu siły GF-Man i GF-Stab.

IV 4.1.2.2 Analizowane parametry z zapisów elektromiograficznych

Surowy sygnał EMG z mięśnia FDI został poddany filtracji w zakresie pasma 10-450 Hz. Następnie algorytm obliczeniowy skryptu dokonał analizy kształtu iglic (SSA- spike shape analysis) elektromiogramu w punktach czasowych identycznych jak dla analiz siły. Dla prób generowania maksymalnej siły pociągania (100% MVC Load-F) wyznaczono jedenaście punktów czasowych dla poziomów siły co 10% (najniższy 0%, najwyższy 100%), natomiast dla prób generowania 20% siły pociągania (20% MVC Load-F) wyznaczono pięć punktów czasowych odzwierciedlających poziomy siły co 5% siły podciągania (najniższy 0% najwyższy 20%). Dzięki takiemu podejściu możliwe było oszacowanie dynamiki zmian czynności bioelektrycznej mięśnia FDI (który aktywowany jest podczas wywalania siły ściskania w chwycie szczypcowym) podczas generowania siły pociągania. W niniejszej pracy, do analizy sygnału elektromiograficznego zastosowano metodę analizy kształtu iglic, ponieważ ta metoda jest

bardziej adekwatna dla analizy sygnałów niestacjonarnych, jakim jest sygnał EMG. Wykazano również, że SSA w porównaniu do standardowej analizy sygnału elektromiograficznego w dziedzinie czasu i częstotliwości, jest bardziej czułą i rzetelną metodą analizy dla badania mechanizmów sterowania ruchem (tj. rekrutacja, zmiana częstotliwości pobudzenia i synchronizacja jednostek motorycznych), zarówno dla analiz sygnału EMG rejestrowanego w skurczach izometrycznych jak i koncentrycznych (Andrzejewska i wsp., 2014; Gabriel, 2000; Gabriel i wsp., 2007;).

Iglica w sygnale EMG, według koncepcji SSA (Rycina 6), jest rozumiana jako część sygnału EMG, która pomiędzy swoim punktem początkowym i końcowym, rozumianymi jako punkty o największej wartości ujemnej w obrębie danej iglicy, dwukrotnie przekroczy linię izoelektryczną. Na przykład na Rycinie 6, iglica nr 1 to linia łącząca punkty A, B i C.



Rycina 6 Przykład wycinka zapisu sygnału elektromiograficznego z zaznaczonymi siedmioma iglicami, gdzie numery 1-7 (u góry) oznaczają kolejno następujące po sobie iglice czynności bioelektrycznej. Kwadraty oznaczają podstawę każdej iglicy, a okręgi jej wierzchołek. „X” w drugiej iglicy oznacza wierzchołek szczytu w ramach tej jednej iglicy (Gabriel, 2000)

Na zapisie sygnału EMG (Rycina 6) wyróżnić możemy też szczyty rozumiane jako parę odchyłeń (jedno wznoszące drugie opadające) zawartych w ramach pojedynczej iglicy. Obydwa ramiona szczytu nie muszą przekraczać linii izoelektrycznej, stąd jedna iglica może

zawierać więcej niż jeden szczyt. Na bazie analizy kształtu iglic sygnału EMG oszacowano wartości następujące parametrów:

1. **MSA-EMG FDI** - średnia amplituda iglic (MSA - mean spike amplitude) sygnału EMG z mięśnia FDI, szacowana poprzez wyliczenie średniej arytmetycznej amplitudy wszystkich iglic wykrytych w oknie czasowym, licząc wartość amplitudy pojedynczej iglicy jako suma wartości „szczyt do szczytu”, np. dla iglicy nr 1 (zgodnie z oznaczeniami na Rycinie 6) jako suma różnic wartości współrzędnych B_y-A_y i C_y-A_y [μV];
2. **MSF-EMG FDI** - średnia częstotliwość iglic (MSF- mean spike frequency) sygnału EMG z mięśnia FDI, szacowana jako liczba iglic w jednej sekundzie czasu [Hz];
3. **MSS-EMG FDI** - średnie nachylenie krzywych iglic (MSS - mean spike slope) sygnału EMG z mięśnia FDI, szacowane jako średnia arytmetyczna wartości charakteryzujących nachylenie krzywej sygnału EMG w obrębie iglicy, obliczanego np. dla iglicy nr 1 (zgodnie z oznaczeniami na Rycinie 6) jako iloraz różnic wartości współrzędnych B_y-A_y i B_x-A_x . [$\mu V/ms$];
4. **MSD-EMG FDI** - średni czas trwania iglic (MSD - mean spike duration) sygnału EMG z mięśnia FDI, szacowany poprzez odjęcie odpowiednich wartości współrzędnych na osi czasu - x, np. dla iglicy nr 1 (zgodnie z oznaczeniami na Rycinie 6) poprzez odjęcie wartości czasu w punkcie A od punktu C [s];
5. **MNPPS-EMG FDI** - średnia ilość szczytów na iglicę (MNPPS - mean numer of peaks per spike) sygnału EMG z mięśnia FDI, szacowana jako liczba szczytów podzielona przez liczbę iglic w oknie czasowym.

W elektromiograficznej analizie parametrów SSA, dla oceny procesów sterowania ruchem, należy brać pod uwagę zachowanie się całego zespołu szacowanych w SSA parametrów, gdyż dopiero takie podejście interpretacyjne daje informację o tym jakie zmiany zachodzą we wzorcu wyładowań jednostek motorycznych. Na przykład, jednoczesny wzrost wartości MSA i MSS uważany jest za objaw rekrutacji jednostek motorycznych o wysokim progu pobudliwości. Sam wzrost wartości MSF może świadczyć o wzroście częstotliwości pobudzeni, ale tylko wtedy gdy nie towarzyszy mu wzrost dwóch wyżej wymienionych parametrów. Natomiast ten sam wzrost wartości MSA i MSS przy

jednoczesnym spadku MSF będzie raczej świadczył o wzroście synchronizacji wyładowań jednostek motorycznych. Towarzyszyć temu powinien również spadek wartości MNPPS, które nawet przy stałej liczbie aktywnych jednostek motorycznych, ale większej synchronizacji ich wyładowań, powinny się na siebie nakładać, co w efekcie prowadzi do obniżenia wartości tego parametru. Rzetelność i przewidywalność/spójność wyników tej metody analizy została oceniona we wcześniej publikowanych pracach (Andrzejewska i wsp., 2014; Gabriel, 2000; Gabriel i wsp., 2007). Tabela 4 przedstawia przewidywane zmiany parametrów SSA w zależności od wzrostu udziału kluczowych mechanizmów aktywacji jednostek motorycznych.

Tabela 4 Przewidywane zachowanie się parametrów analizy kształtu iglic w zależności od zmiany dominującego mechanizmu sterowania pracą jednostek motorycznych mięśni szkieletowych (na podstawie Gabriel i wsp., 2007)

Zachowanie jednostek motorycznych	MSA	MSF	MSS	MSD	MNPPS
Wzrost częstotliwości wyładowań	—	↑	—	↓	—
Wzrost rekrutacji	↑	↑	↑	↓	↑
Wzrost synchronizacji	↑	↓	↑	↑	↓

MSA - średnia amplituda iglic (z ang. mean spike amplitude), MSF - średnia częstotliwość iglic (z ang. mean spike frequency), MSS - średnie nachylenie krzywych iglic (z ang. mean spike slope), MSD – średni czas trwania iglic (z ang. mean spike duration), MNPPS – średnia ilość szczytów na iglicę (z ang. mean numer of peaks per spike)

IV 4.2 Ocena neurologiczna

Badanie neurologiczne zostało wykonane przez lekarza neurologa. Jego celem było potwierdzenie diagnozy idiopatycznej choroby Parkinsona oraz ocena jej zaawansowania przy użyciu ujednoliconej skali oceny choroby Parkinsona (UPDRS - unified Parkinson's disease rating scale) (Fahn i Elton, 1987). Skala ta jest zbudowana z czterech części, a każda z tych części pozwala ocenić inną kategorię objawów PD, a mianowicie:

- część pierwsza ocenia czynności umysłowe, zachowanie i nastrój;
- część druga ocenia aktywności życia codziennego takie jak mowa, ślinienie, połykanie, podstawowe czynności samoobsługowe, w subiektywnej ocenie badanego;
- część trzecia to badanie funkcji motorycznych składające się z czternastu zadań motorycznych oceniających: mowę i mimikę twarzy, drżenie, sztywność, bradykinezję w obrębie kończyn górnych, dolnych i całego ciała, postawę ciała, chód i stabilność posturalną;
- część czwarta obejmuje komplikacje terapii farmakologicznej.

Pierwsze trzy części oceniane są w skali pięciostopniowej, od 0 do 4, gdzie 0 jest wartością uznaną za brak symptomu, a 4 najwyższym stopniem zaawansowania symptomu chorobowego.

Na potrzeby tej pracy do analizy wzięte zostały dane z części trzeciej (motorycznej) skali UPDRS, dotyczące oceny bradykinezji kończyn górnych, a mianowicie: punkt 23 skali UPDRS - ocena zadania ruchowego polegającego na naprzemiennym, szybkim łączeniu kciuka i palca wskazującego i ich prostowaniu, punkt 24 - to ocena zadania ruchowego polegającego na zamykaniu i otwieraniu obu rąk jednocześnie, wykonywane możliwie jak najszybciej i z jak największą amplitudą ruchu; oraz punkt 25 - to ocena zadania ruchowego polegającego na nawracaniu i odwracaniu obu rąk jednocześnie (również jak najszybciej i z jak największą amplitudą ruchu. Ocena kliniczna objawu bradykinezji części dystalnych kończyn górnych z wykorzystaniem powyższych punktów skali UPDRS (pkt. 23, pkt. 24 i pkt. 25) funkcjonalnie koresponduje z oceną sterowania ruchem podczas wykonywania oburęcznych funkcji chwytnych, wykonywaną w niniejszej pracy przy użyciu zapisów siły i EMG. **Również, dla zobrazowania wpływu treningu interwałowego na całościowe funkcjonowanie ruchowe**

pacjentów, została wyliczona globalna ocena symptomów ruchowych jako suma ocen z punktów 18-31, części trzeciej skali UPDRS.

W celu określenia stanu zaawansowania choroby Parkinsona została również wykorzystana skala kliniczna według Hoehn i Yahr (Fahn i Elton, 1987). Dla potrzeb niniejszej pracy, służy ona głównie jako kryterium włączenia lub wyłączenia z udziału w badaniu. Stan zaawansowania PD według tej skali oceniany jest w wymiarze punktowym od wartości 0 do 5 punktów, gdzie wartość 0 oznacza brak objawów chorobowych, a wartość 5 oznacza najwyższy stopień zaawansowania symptomów choroby Parkinsona, prowadzących w konsekwencji do niezdolności pacjenta do samodzielnej lokomocji i unieruchomienia na wózku inwalidzkim lub w łóżku (Tabela 5).

Tabela 5 Ocena stanu zaawansowania choroby Parkinsona wg zmodyfikowanej punktacji w skali Hoehn i Yahr (Fahn i Elton, 1987)

Wartość punktowa	Występowanie symptomów choroby Parkinsona
0	Brak objawów chorobowych
1.0	Objawy jednostronne
1.5	Objawy jednostronne i osiowe
2.0	Objawy dwustronne bez zaburzeń równowagi
2.5	Lekkie objawy choroby widoczne obustronnie z utrzymaniem równowagi w teście pociągania
3.0	Objawy lekkie do umiarkowanych widoczne obustronnie, objawy niestabilności posturalnej, niezależny fizycznie od pomocy osób trzecich
4.0	Poważna niepełnosprawność, zdolny do samodzielnego chodzenia i stania
5.0	Niezdolny do samodzielnej lokomocji, unieruchomiony na wózku lub w łóżku

IV 5. Analiza statystyczna

Wartości parametrów antropometrycznych, elektromiograficznych oraz parametrów siły zostały wyrażone jako średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe dla każdej grupy (TR i K). Natomiast parametry oceny neurologicznej zostały wyrażone w postaci mediany dla każdej z grup. Oceny powtarzalności pomiarów dla analizowanych parametrów elektromiograficznych i siły dokonano na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient), wyliczonego z wartości trzech prób wziętych do analizy. Do sprawdzenia normalności rozkładu analizowanych parametrów wykorzystano test Shapiro-Wilka. Porównania wartości powyższych parametrów wykonano za pomocą analizy wariancji (ANOVA) dla pomiarów powtarzalnych 2 x 2 (grupa x sesja pomiarowa). W celu zweryfikowania ewentualnych różnic międzysesyjnych (pre vs. post) i międzygrupowych (gr. TR vs. gr. K) dla parametrów elektromiograficznych i siły zastosowano test Bonferroniego, który dostosował poziom istotności dla wielokrotnych porównań. Porównanie wartości parametrów oceny neurologicznej z badania pre i post (dla każdej z grup, tj.: TR i K oddzielnie) zostało wykonane za pomocą testu Wilcoxon'a, natomiast porównanie pomiędzy grupami TR i K (dla każdej z sesji pomiarowych, tj.: pre i post) wykonano za pomocą testu U Manna-Whitney'a. Dla wszystkich porównań wielokrotnych (międzysesyjnych i międzygrupowych), zarówno dla parametrów elektromiograficznych i siły oraz parametrów oceny neurologicznej, poziom istotności statystycznej ustalono dla wartości $p \leq 0,025$, zgodnie z korektą Bonferroniego dla pomiarów powtarzanych. Analiza statystyczna została wykonana za pomocą pakietu statystycznego SPSS.

V WYNIKI

V.1 Parametry siły

V.1.1 Analiza powtarzalności wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Powtarzalność (na bazie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji – ICC, intraclass correlation coefficient) dla wartości siły **Load-F** na poziomach narastania tej siły, w próbach 100% MVC Load-F, była doskonała w 97,5% przypadków parametrów Load-F. Wyjątek stanowił pomiar wartości Load-F w grupie TR w sesji pomiarowej post na poziomie 40% MVC Load-F, dla której wartość ICC oznaczała powtarzalność nie do przyjęcia (Tabela 6).

Tabela 6 Powtarzalność parametrów sił: pociągania (Load-F), ściskania ręką manipulującą (GF-Man) i ściskania ręką stabilizującą (GF-Stab), na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie o od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Poziom siły Load-F	powtarzalność (ICC) dla wartości siły Load-F				powtarzalność (ICC) dla wartości siły GF-Man				powtarzalność (ICC) dla wartości siły GF-Stab			
	TR		K		TR		K		TR		K	
	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post
10%	0,924	0,803	0,893	0,984	0,989	0,456	0,490	0,795	0,767	0,557	0,760	0,837
20%	0,803	0,954	0,936	0,984	0,847	0,665	0,795	0,884	0,804	0,724	0,753	0,872
30%	0,954	0,976	0,995	0,984	0,916	0,837	0,884	0,946	0,863	0,892	0,839	0,900
40%	0,983	0,235	0,995	0,984	0,916	0,907	0,946	0,971	0,980	0,870	0,858	0,946
50%	0,981	0,946	0,995	0,984	0,950	0,960	0,971	0,812	0,925	0,919	0,875	0,969
60%	0,980	0,975	0,995	0,984	0,934	0,976	0,984	0,879	0,896	0,931	0,898	0,972
70%	0,981	0,986	0,995	0,984	0,960	0,981	0,980	0,922	0,924	0,934	0,913	0,968
80%	0,980	0,989	0,995	0,984	0,964	0,983	0,985	0,938	0,948	0,939	0,923	0,977
90%	0,981	0,991	0,995	0,984	0,968	0,987	0,990	0,959	0,951	0,945	0,920	0,983
100%	0,980	0,991	0,995	0,984	0,974	0,987	0,992	0,962	0,965	0,969	0,961	0,892

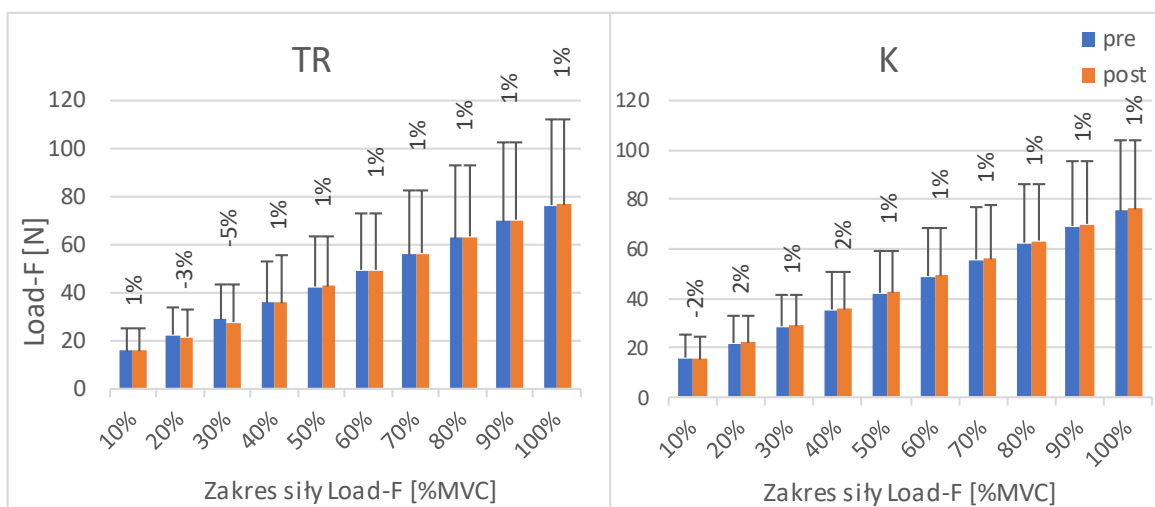
Skala interpretacji wyników powtarzalności pomiarów na bazie wartości współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji – ICC (intraclass correlation coefficient): < 0,6 - powtarzalność nie do przyjęcia (kursywa), 0,6-0,79 - powtarzalność średnia (czcionka standardowa), 0,8-1,0 - powtarzalność doskonała (czcionka wytłuszczona) (Hallgren, 2012)

Odnotowano identyczną **powtarzalność** dla wartości siły **GF-Man i GF-Stab** na poziomach narastania siły pociągania, w próbach 100% MVC Load-F, tzn. powtarzalność była doskonała w 87,5% przypadków i średnia w 10% przypadków (Tabela 6). Wyjątek powtarzalności nie do przyjęcia stanowił pomiar wartości siły dla GF-Man w grupie K w sesji pomiarowej pre na poziomie 10% MVC Load-F oraz pomiar wartości GF-Stab w grupie TR w sesji pomiarowej post na poziomie 10% MVC Load-F (Tabela 6).

V.1.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów siły na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

V.1.2.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Analiza statystyczna wyników siły **Load-F** w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,025$, Rycina 7, Tabela 7). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla siły Load-F na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Rycina 7, Tabela 7).



Rycina 7 Wartości siły pociągania w górę (Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

Tabela 7 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości parametrów sił: pociągania w górę (Load-F), ściskania ręką manipulującą (GF-Man) i ściskania ręką stabilizującą (GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

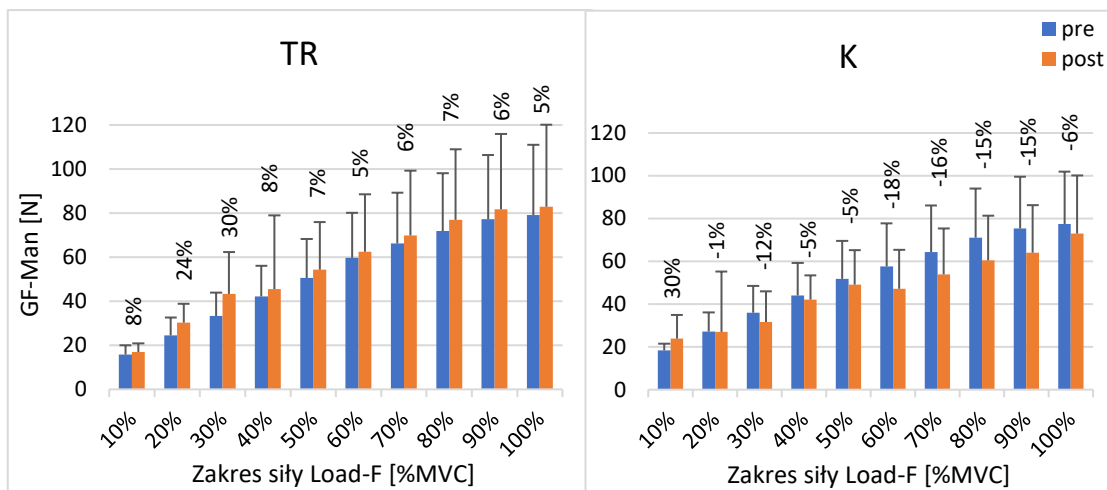
Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości siły Load-F				poziom istotności (p) dla porównań wartości siły GF-Man				poziom istotności (p) dla porównań wartości siły GF-Stab			
	pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post
10%	0,837	0,800	0,923	0,578	0,402	0,145	0,288	0,211	0,600	0,721	0,601	0,697
20%	0,776	0,859	0,661	0,985	0,145	0,397	0,608	0,078	0,407	0,711	0,478	0,633
30%	0,695	0,928	0,745	0,880	0,409	0,197	0,715	0,145	0,282	0,911	0,552	0,566
40%	0,929	0,901	0,729	0,760	0,407	0,424	0,906	0,136	0,658	0,949	0,542	0,808
50%	0,927	0,957	0,758	0,732	0,471	0,377	0,932	0,095	0,683	0,700	0,534	0,537
60%	0,938	0,940	0,748	0,748	0,600	0,576	0,669	0,136	0,604	0,701	0,385	0,450
70%	0,935	0,936	0,738	0,740	0,560	0,582	0,659	0,121	0,746	0,669	0,381	0,319
80%	0,938	0,935	0,739	0,745	0,531	0,645	0,717	0,153	0,902	0,714	0,362	0,245
90%	0,929	0,931	0,737	0,739	0,626	0,774	0,681	0,242	0,916	0,897	0,309	0,295
100%	0,936	0,940	0,743	0,742	0,406	0,962	0,714	0,223	0,984	0,993	0,298	0,311

Poziom istotności statystycznej różnic (po korekcje Bonferoniego) przyjęto jako $p \leq 0,025$

Analiza statystyczna wyników siły **GF-Man** w obu grupach (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 7, Rycina 8). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla siły GF-Man na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 7, Rycina 8).

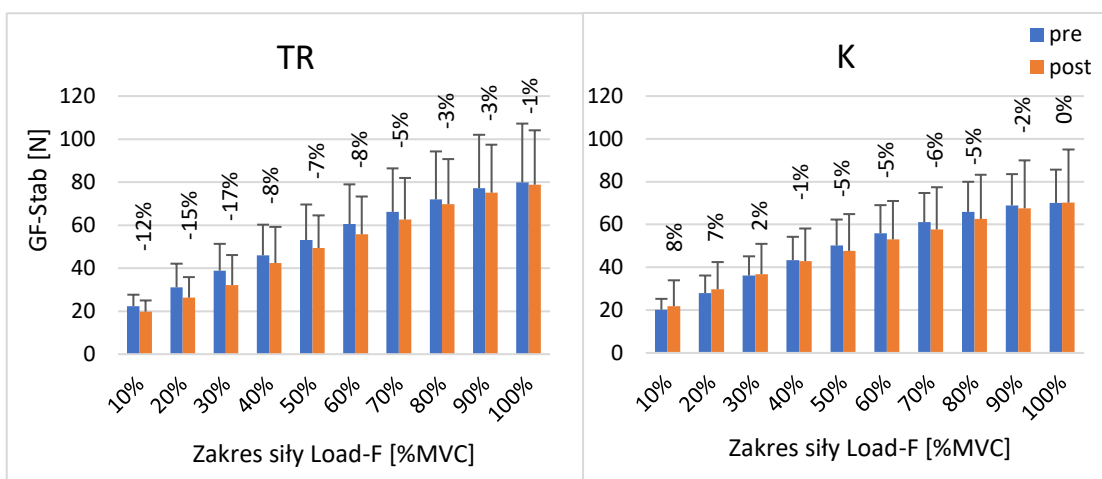
Należy jednakże zanzaczyć, że o ile dla wartości Load-F nie zauważono żadnych tendencji do zmian w wyniku cyklu treningowego (Rycina 7), to dla siły ściskania kończyną manipulacyjną (GF-Man) można zauważyć takowe tendencje w obu grupach. W grupie trenowanej widać tendencję do wzrostu wartości GF-Man w sesji post vs. pre na wszystkich poziomach zakresu siły Load-F, podczas gdy w grupie kontrolnej zauważalne były tendencje

do niższych wartości GF-Man w sesji post niż w sesji pre, na prawie wszystkich poziomach siły Load-F (tj. w zakresie 30-100% Load-F) (Rycina 8).



Rycina 8 Wartości siły ściskania kończyną manipulacyjną (GF-man) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

Analiza statystyczna wyników siły **GF-Stab** w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 7, Rycina 9). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla siły GF-Stab na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 7, Rycina 9). Warto jednak podkreślić, że wartości tego paramteru miały tendencję do spadku w sesji post (w porównaniu do sesji pre) w obu grupach (Rycina 9). W grupie trenowanej tendencja ta była bardziej zauważalna, szczególnie dla poziomów siły 10%, 20% i 30%, dla których wartość procentowa różnicy post vs. pre była odpowiednio 12%, 15% i 17% (Rycina 9).

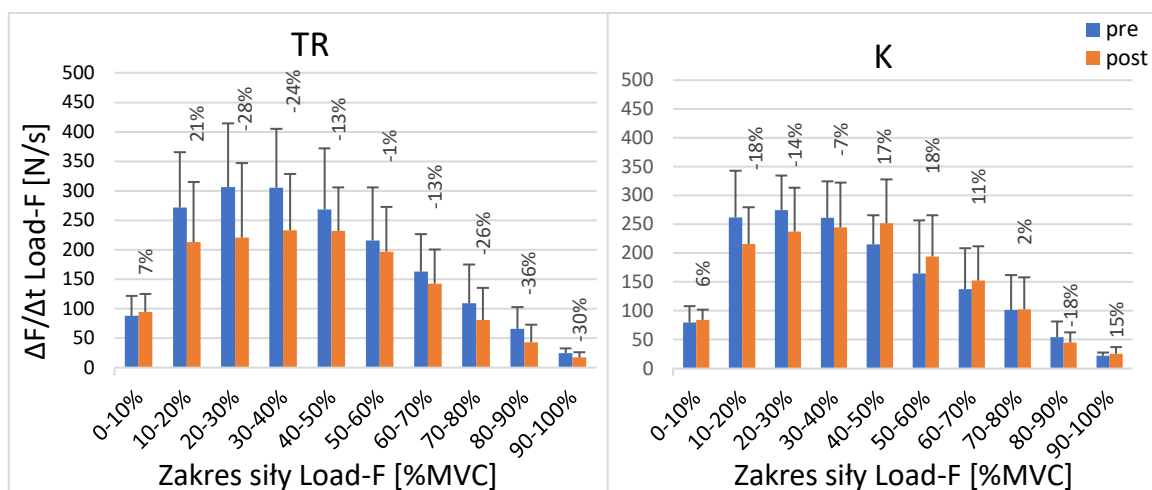


Rycina 9 Wartości siły ściskania dla ręki stabilizującej (GF-Stab) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

V.1.2.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla gradientów siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Analiza statystyczna wyników gradientów narastania siły Load-F ($\Delta F/\Delta t$ Load-F)

w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 8, Rycina 10). Nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla $\Delta F/\Delta t$ Load-F na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 8, Rycina 10). Zauważyć należy, że w grupie trenowanej w sesji post (w porównaniu do sesji pre) występuje wyraźna tendencja spadkowa, szczególnie w zakresach 10-20%, 20-30%, 30-40%, 40-50% MVC Load-F (Rycina 10). W grupie K w zakresach 10-20% i 20-30% MVC Load-F tendencje są podobne jak dla grupy TR, natomiast w zakresach 40-50%, 50-60% i 60-70% wartości $\Delta F/\Delta t$ Load-F przyjmują w sesji post tendencje spadkową (Rycina 10).



Rycina 10 Wartości gradientu narastania siły pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

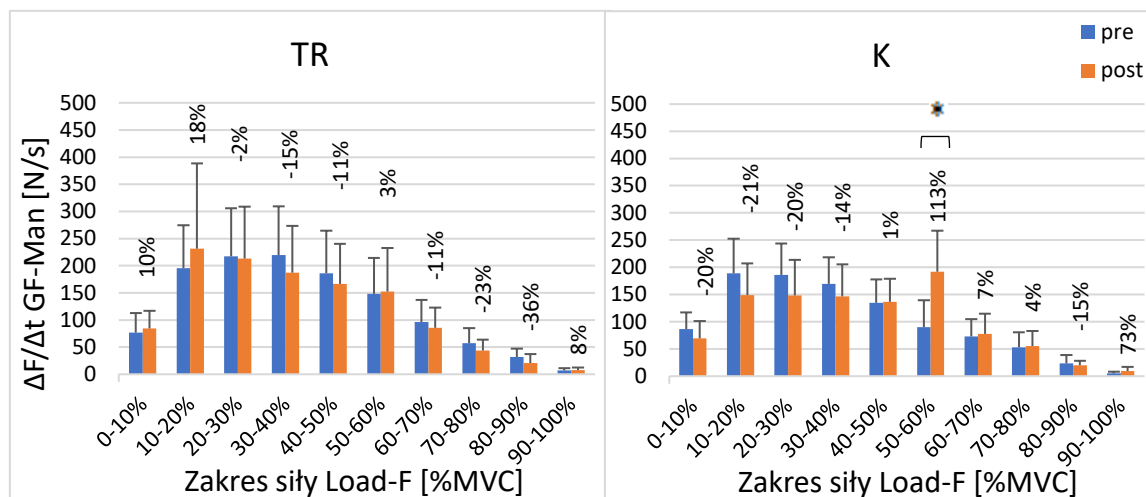
Tabela 8 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości gradientów narastania siły ($\Delta F/\Delta t$): pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ Load-F), ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man), ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Zakres przyrostu siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości $\Delta F/\Delta t$ Load-F				poziom istotności (p) dla porównań wartości $\Delta F/\Delta t$ GF-Man				poziom istotności (p) dla porównań wartości $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab			
	pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	Post	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post
0-10%	0,604	0,717	0,489	0,409	0,593	0,256	0,484	0,324	0,731	0,697	0,622	0,578
10-20%	0,123	0,333	0,863	0,945	0,404	0,374	0,881	0,066	0,268	0,333	0,788	0,862
20-30%	0,046	0,398	0,459	0,702	0,549	0,719	0,605	0,058	0,074	0,148	0,780	1,000
30-40%	0,056	0,646	0,251	0,767	0,312	0,286	0,251	0,212	0,045	0,248	0,331	0,875
40-50%	0,288	0,308	0,132	0,572	0,462	0,950	0,069	0,286	0,224	0,416	0,160	0,291
50-60%	0,595	0,431	0,164	0,935	0,886	0,002	0,060	0,204	0,758	0,752	0,167	0,160
60-70%	0,449	0,599	0,359	0,720	0,505	0,776	0,157	0,625	0,960	0,818	0,173	0,131
70-80%	0,268	0,508	0,751	0,314	0,236	0,872	0,743	0,318	0,594	0,729	0,468	0,909
80-90%	0,073	0,454	0,361	0,918	0,072	0,587	0,200	0,951	0,248	0,959	0,132	1,000
90-100%	0,059	0,409	0,451	0,053	0,793	0,799	0,571	0,426	0,892	0,272	0,286	0,849

Różnica istotna statystycznie oznaczona jako **wyłuszczenie wartości p** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

Analiza statystyczna wyników **gradientów narastania siły GF-Man ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man)** w grupie TR nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pre a post dla żadnego z zakresów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 8, Rycina 11). W grupie K w zakresie zmiany siły Load-F na poziomach 50-60% MVC, wartość $\Delta F/\Delta t$ GF-Man istotnie wzrosła w sesji post w porównaniu do sesji pre ($p < 0,025$, Tabela 8, Rycina 11). Dla pozostałych zakresów narastania siły Load-F, w grupie K, analiza porównawcza sesji pre vs. post nie wykazała istotnych międzysesyjnych różnic ($p > 0,025$, Tabela 8, Rycina 11). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla $\Delta F/\Delta t$ GF-Man w żadnym z zakresów narastania Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 8, Rycina 11).

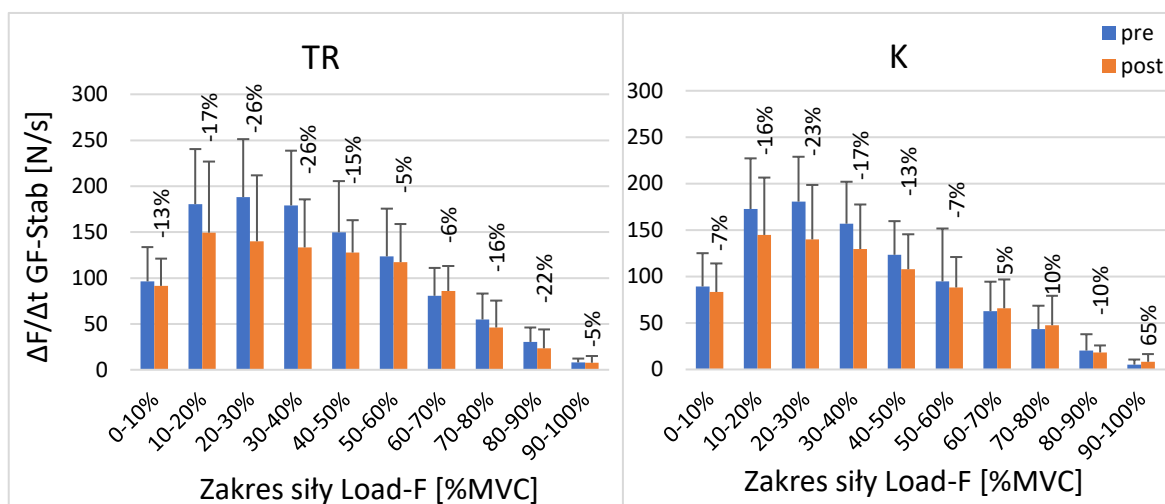
Należy jednak zaznaczyć, że w grupie kontrolnej wystąpiła wyraźna tendencja do spadku wartości $\Delta F/\Delta t$ GF-Man na pierwszych czterech zakresach (0-10%, 10-20%, 20-30%, 30-40% MVC) siły Load-F.



Rycina 11 Wartości gradientu narastania siły dla siły ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-man) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Analiza statystyczna wartości **gradientów narastania siły GF-Stab** ($\Delta F/\Delta t$ GF-Stab) w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post, dla żadnego zakresów narastania siły Load-F, podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 8, Rycina 12). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab na żadnym z zakresów narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 8, Rycina 12).

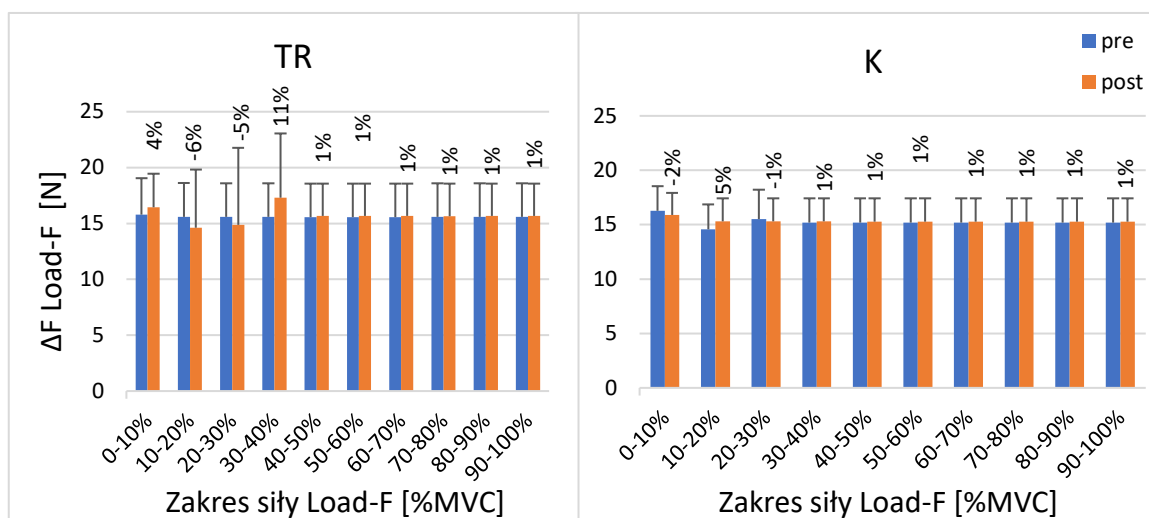
Należy jednak zaznaczyć, że zarówno w grupie TR jak i K wystąpiły wyraźne tendencje do spadku wartości $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab w sesji post w porównaniu do sesji pre, na następujących zakresach procentowych zmiany siły Load-F: 10-20%, 20-30%, 30-40% i 40-50% MVC Load-F (Rycina 12).



Rycina 12 Wartości gradientu narastania siły ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ GF Stab) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F, dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

V.1.2.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla przyrostów siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Analiza statystyczna wyników przyrostów siły Load-F (ΔF Load-F) w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre i post w żadnym z zakresów zmian narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,05$ Tabela 9, Rycina 13). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla ΔF Load-F w żadnym z zakresów zmian narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 9, Rycina 13).



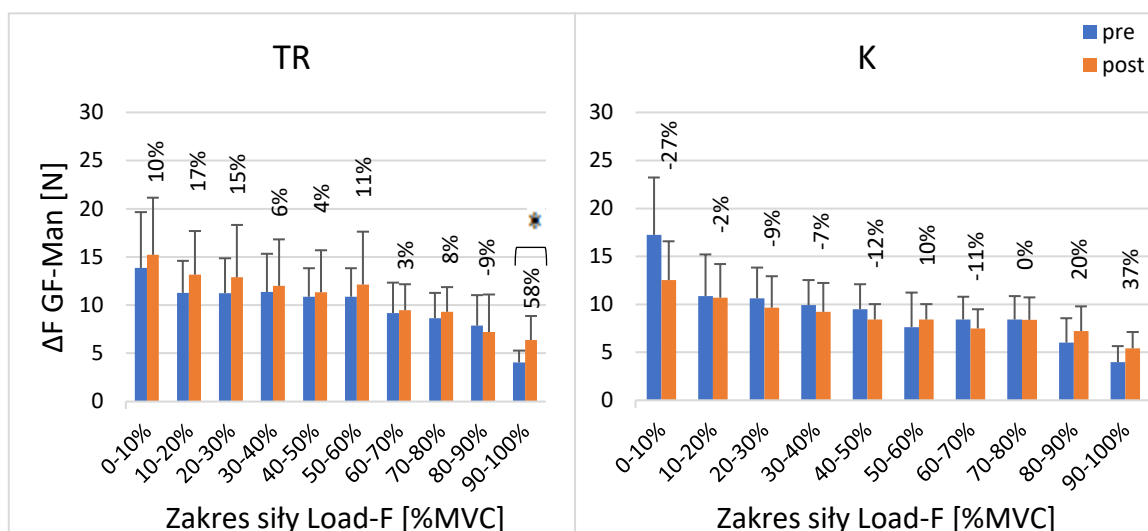
Rycina 13 Wartości przyrostu siły pociągania w górę (ΔF Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

Tabela 9 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości przyrostu siły (ΔF): pociągania w górę (ΔF Load-F), ściskania ręką manipulującą (ΔF GF-Man), ściskania ręką stabilizującą (ΔF GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Zakres przyrostu siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości ΔF Load-F				poziom istotności (p) dla porównań wartości ΔF GF-Man				poziom istotności (p) dla porównań wartości ΔF GF-Stab			
	pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post
0-10%	0,573	0,749	0,694	0,627	0,564	0,064	0,167	0,272	0,524	0,405	0,993	0,809
10-20%	0,790	0,639	0,501	1,000	0,041	0,954	0,896	0,173	0,435	0,508	0,604	0,251
20-30%	0,790	0,907	0,970	0,756	0,110	0,880	0,919	0,114	0,781	0,213	0,736	0,226
30-40%	0,248	0,950	0,809	0,705	0,696	0,445	0,391	0,314	0,790	0,352	0,918	0,203
40-50%	0,935	0,941	0,746	0,743	0,734	0,431	0,311	0,036	0,853	0,025	0,655	0,011
50-60%	0,935	0,941	0,746	0,743	0,467	0,575	0,043	0,282	0,629	0,158	0,605	0,018
60-70%	0,934	0,933	0,742	0,746	0,929	0,428	0,518	0,223	0,052	0,433	0,149	0,000
70-80%	0,941	0,940	0,740	0,744	0,521	0,799	0,863	0,387	0,220	0,832	0,095	0,010
80-90%	0,938	0,937	0,817	0,743	0,618	0,508	0,349	0,990	0,433	0,175	0,047	0,166
90-100%	0,937	0,937	0,738	0,741	0,016	0,084	0,932	0,756	0,470	0,554	0,368	0,319

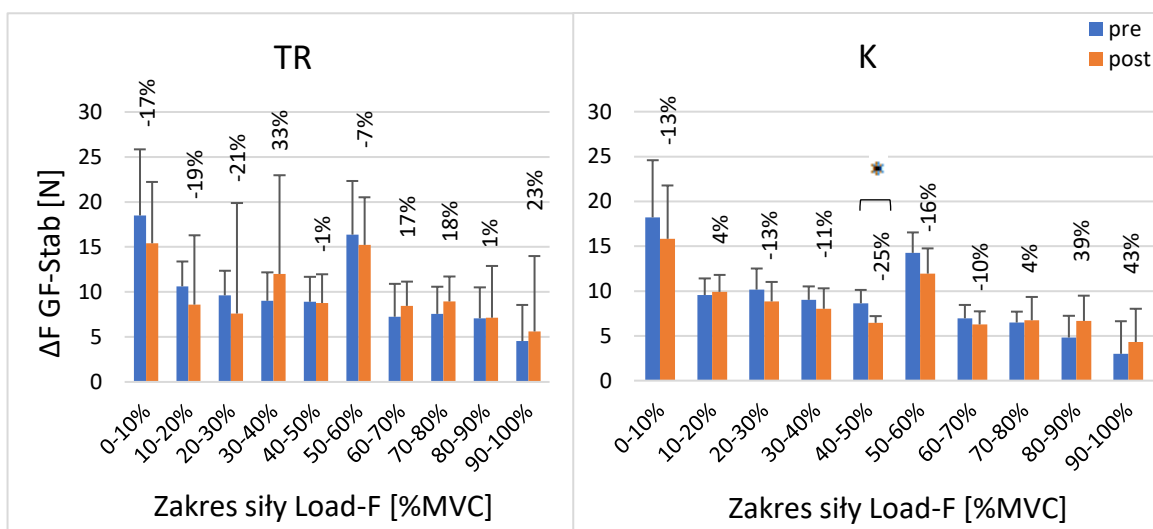
Różnica istotna statystycznie oznaczona jako **wytłuszczenie wartości p** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

Analiza statystyczna wyników **przyrostów siły GF-Man (ΔF GF-Man)** podczas próby pociągania z siłą 100% MVC wykazała istotnie wyższe ($p < 0,025$) wartości tego parametru dla zakresu zmiany 90-100% narastania siły Load-F w grupie TR (Tabela 9, Rycina 14). Na pozostałych zakresach zmian narastania siły Load-F nie wykazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre i post ($p > 0,025$, Tabela 9, Rycina 14). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla ΔF GF-Man na żadnym z zakresów zmian narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Tabela 9, Rycina 14). Należy jednak zaznaczyć, że wartości GF-Man w grupie trenowanej miały tendencje do wzrostu w sesji post (w porównaniu do sesji pre) na prawie wszystkich zakresach zmiany narastania siły Load-F (poza zakresem 80-90% MVC Load-F), a szczególnie wyraźna tendencja wystąpiła dla zakresów: 10-20%, 20-30% i 50-60% MVC Load-F (Rycina 14).



Rycina 14 Wartości przyrostu siły ściskania ręką manipulującą (ΔF GF-Man) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

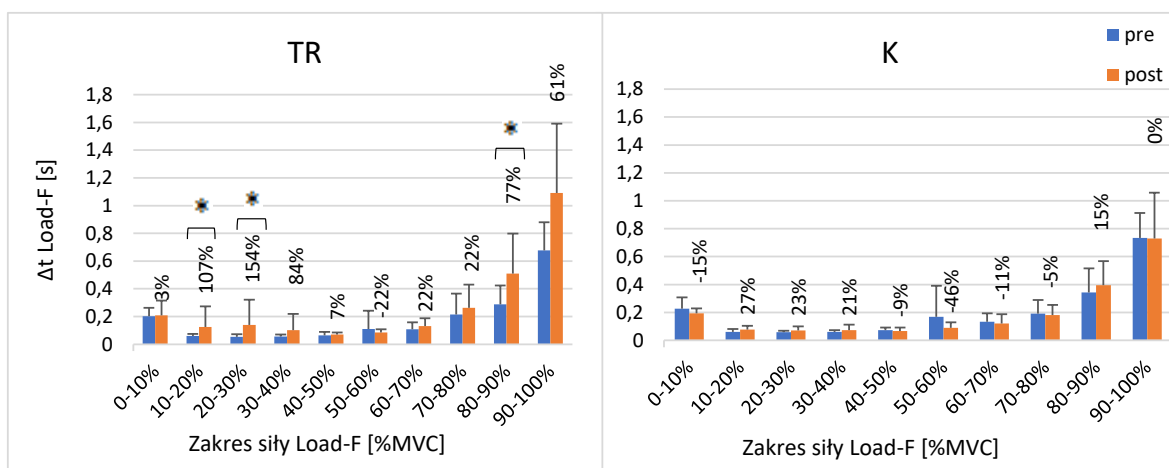
Analiza statystyczna wyników **przyrostów siły GF-Stab (ΔF GF-Stab)** podczas próby pociągania z siłą 100% MVC wykazała istotnie niższe ($p < 0,025$) wartości tego parametru w zakresie zmiany 40-50% narastania siły Load-F w grupie K. Na pozostałych poziomach narastania siły Load-F w grupie K i na wszystkich poziomach siły w grupie TR nie wykazano istotnych statystycznie różnic ΔF GF-Stab pomiędzy sesjami pomiarowymi pre i post ($p > 0,025$, Tabela 9, rycina 15). Dla porównań międzygrupowych (TR vs. K) w sesji post stwierdzono istotnie wyższe wartości ΔF GF-Stab w grupie TR niż w grupie K w zakresach zmian 40-50%, 50-60%, 60-70%, 70-80% MVC narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p < 0,025$, Tabela 9, Rycina 15). W pozostałych zakresach zmian w sesji post i dla wszystkich zakresów zmian siły Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych międzygrupowych różnic w wartościach ΔF GF-Stab ($p > 0,025$, Tabela 9, Rycina 15).



Rycina 15 Wartości przyrostu siły ściskania ręką stabilizującą (ΔF GF-Stab) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

V.1.2.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla czasów przyrostów siły Load-F na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Analiza statystyczna wartości **czasów przyrostów siły Load-F (Δt Load-F)**, podczas próby pociągania z siłą 100% MVC, wykazała istotne wyższe wartości Δt Load-F w sesji post niż w sesji pre w zakresach zmian 10-20%, 20-30% i 80-90% MVC Load-F dla grupy TR ($p < 0,025$, Rycina 16, Tabela 10). Na pozostałych zakresach zmian Load-F w grupie TR i na wszystkich zakresach zmian w narastaniu siły Load-F w grupie K nie stwierdzono istotnych międzysesyjnych różnic w wartościach Δt Load-F ($p > 0,025$, Rycina 16, Tabela 10). W porównaniu różnic międzygrupowych (TR vs. K) w sesji post w zakresie zmiany 90-100% MVC narastania siły Load-F stwierdzono istotnie wyższe wartości Δt Load-F dla grupy TR niż dla gr. K ($p < 0,025$, Rycina 16, Tabela 10). W pozostałych zakresach zmian w sesji post i dla wszystkich zakresów zmian siły Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych międzygrupowych różnic w wartościach Δt Load-F ($p > 0,025$, Rycina 16, Tabela 10).



Rycina 16 Wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 10 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Zakres przyrostu siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości Δt Load-F			
	pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post
0-10%	0,286	0,332	0,371	0,349
10-20%	0,008	0,652	0,982	0,863
20-30%	0,010	0,241	0,958	1,000
30-40%	0,050	0,508	0,868	0,426
40-50%	0,328	0,241	0,152	0,387
50-60%	0,155	0,241	0,223	0,957
60-70%	0,033	0,333	0,314	0,605
70-80%	0,131	0,861	0,705	0,314
80-90%	0,015	0,580	0,613	0,169
90-100%	0,145	0,982	0,739	0,013

Różnica istotna statystycznie oznaczona jako wytluszczenie wartości p (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

V.1.3 Analiza powtarzalności wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Powtarzalność pomiarów dla parametrów narastania siły **Load-F** w czasie próby pociągania do poziomu 20%MVC była na doskonałym poziomie dla wszystkich pomiarów (Tabela 11). Powtarzalność pomiarów dla parametrów narastania siły **GF-Man** do poziomu 20% MVC była na doskonałym (91,7%) lub średnim poziomie (8,3%) (Tabela 11). Powtarzalność pomiarów dla parametrów narastania siły **GF-Stab** do poziomu 20%MVC była na doskonałym poziomie dla wszystkich pomiarów (Tabela 11).

Tabela 11 Powtarzalność parametrów sił: pociągania (Load-F), ściskania ręką manipulującą (GF-Man) i ściskania ręką stabilizującą (GF-Stab), na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F), podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F, dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

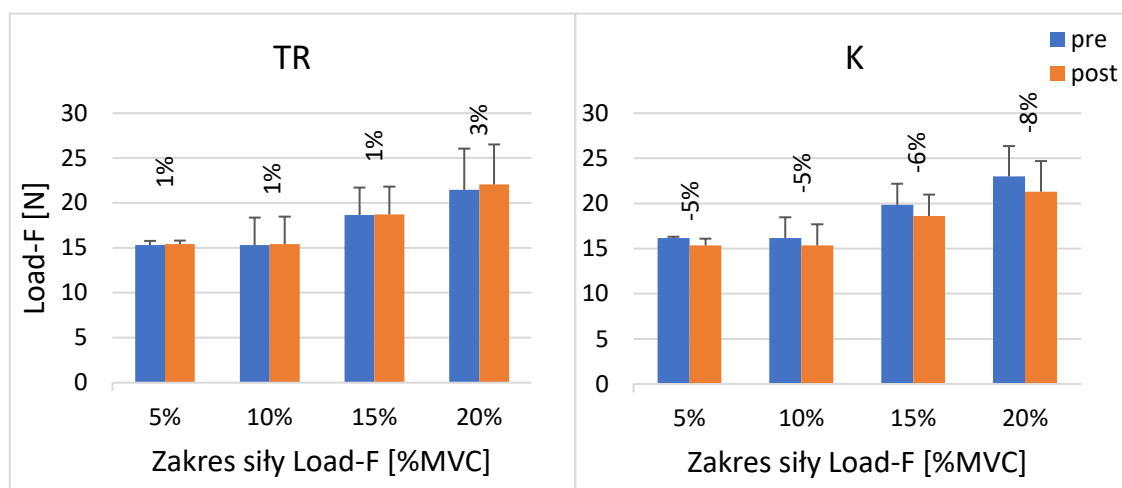
Poziom siły Load-F	powtarzalność (ICC) dla wartości siły Load-F				powtarzalność (ICC) dla wartości siły GF-Man				powtarzalność (ICC) dla wartości siły GF-Stab			
	TR		K		TR		K		TR		K	
	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post
5%	0,999	0,991	0,998	0,996	0,706	0,938	0,929	0,919	0,919	0,837	0,874	0,989
10%	0,999	0,998	1,000	0,998	0,763	0,967	0,957	0,949	0,821	0,871	0,931	0,990
15%	0,996	1,000	1,000	0,999	0,800	0,965	0,982	0,957	0,891	0,872	0,942	0,988
20%	0,987	1,000	0,990	0,980	0,843	0,971	0,984	0,931	0,929	0,888	0,944	0,986

Skala interpretacji wyników powtarzalności pomiarów na bazie wartości współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji – ICC (itraclass correlation coefficient): < 0,6 - powtarzalność nie do przyjęcia (kursywa), 0,6-0,79 - powtarzalność średnia (czcionka standardowa), 0,8-1,0 - powtarzalność doskonała (czcionka wytłuszczona) (Hallgren, 2012)

V.1.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów siły na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

V.1.4.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla wartości siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Analiza statystyczna wyników siły **Load-F** w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 17, Tabela 12). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla siły Load-F na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 17, Tabela 12).



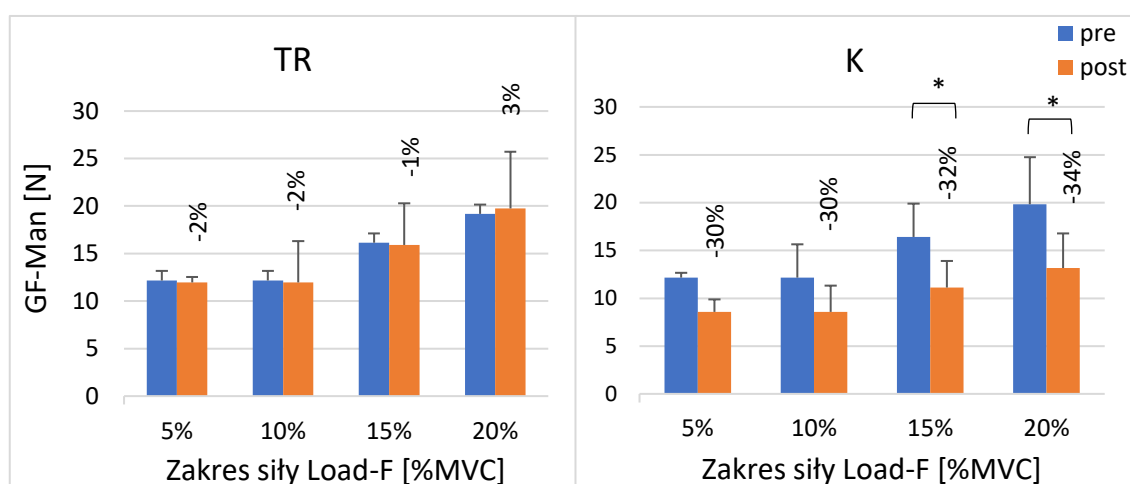
Rycina 17 Wartości siły pociągania w górę (Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

Tabela 12 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości parametrów sił: pociągania w górę (Load-F), ściskania ręką manipulującą (GF-Man), ściskania ręką stabilizującą (GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości siły Load-F				poziom istotności (p) dla porównań wartości siły GF-Man				poziom istotności (p) dla porównań wartości siły GF-Stab			
	pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post
5%	0,908	0,500	0,641	0,735	0,534	0,033	0,557	0,017	0,248	0,618	0,426	0,916
10%	0,908	0,500	0,641	0,735	0,534	0,033	0,557	0,017	0,248	0,618	0,426	0,916
15%	0,940	0,483	0,663	0,721	0,729	0,023	0,842	0,014	0,374	0,557	0,387	0,691
20%	0,780	0,459	0,692	0,526	0,560	0,021	0,816	0,008	0,929	0,523	0,512	0,432

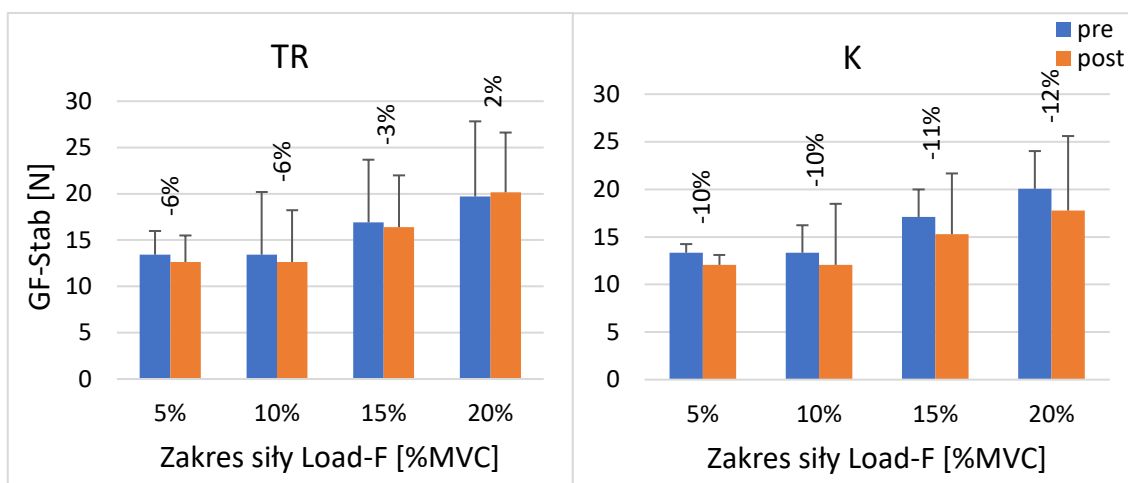
Różnica istotna statystycznie oznaczona jako **wytłuszczenie wartości p** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

Analiza statystyczna wyników **GF-Man** dla pacjentów z grupy TR nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC ($p > 0,025$, Tabela 12, Rycina 18). Natomiast dla grupy K wystąpiły wyraźne tendencje do spadku wartości GF-Man w sesji post (w porównaniu do sesji pre) na wszystkich poziomach narastania siły Load-F, które to tendencje osiągnęły poziom istotności statystycznej dla międzyseesyjnych porównań GF-Man na poziomach 15% i 20% MVC Load-F ($p < 0,025$, Tabela 12, Rycina 18). Dla porównań międzygrupowych (TR vs. K) w sesji post stwierdzono istotnie niższe wartości GF-Man w grupie K niż w grupie TR na wszystkich poziomach narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p < 0,025$, Tabela 12, Rycina 18). Natomiast w sesji pre nie stwierdzono istotnych międzygrupowych różnic w wartościach GF-Man ($p > 0,025$, Tabela 12, Rycina 18).



Rycina 18 Wartości siły ściskania ręką manipulującą (GF-Man) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Analiza statystyczna wyników siły **GF-Stab** w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC ($p > 0,025$, Tabela 12, Rycina 19). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla siły GF-Stab na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Tabela 12, Rycina 19). Jednakże warto zaznaczyć, że w grupie K wystąpiły wyraźne tendencje do spadku wartości GF-Stab w sesji post (w porównaniu do sesji pre) na wszystkich poziomach (5%, 10%, 15% i 20% MVC) narastania siły Load-F (Rycina 19).



Rycina 19 Wartości siły ściskania ręką stabilizującą (GF-Stab) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

V.1.4.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla gradientów sił Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

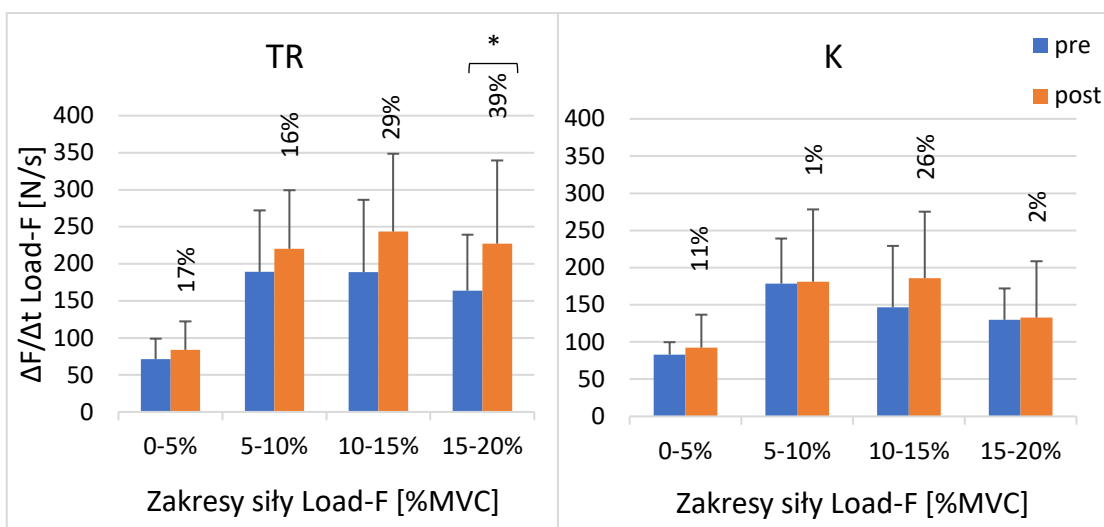
Analiza statystyczna wyników gradientów narastania sił **Load-F** ($\Delta F/\Delta t$ **Load-F**), **GF-Man** ($\Delta F/\Delta t$ **GF-Man**) i **GF-Stab** ($\Delta F/\Delta t$ **GF-Stab**) wykazała w grupie TR istotnie wyższe wartości każdego z tych parametrów w sesji post (w porównaniu do sesji pre), dla porównań międzysesyjnych tych parametrów w zakresie 15-20% MVC Load-F ($p < 0,025$, Tabela 13, Ryciny 20-22). Dla pozostałych zakresów sił w grupie TR oraz dla wszystkich zakresów narastania siły Load-F w grupie K nie stwierdzono istotnych międzysesyjnych różnic w wartościach $\Delta F/\Delta t$ Load-F, $\Delta F/\Delta t$ GF-Man i $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab ($p > 0,025$, Tabela 13, Ryciny 20-22). Jednakże, należy zaznaczyć, że w grupie TR dla tych trzech parametrów wystąpiły wyraźne tendencje do wzrostu ich wartości w sesji post (w porównaniu do sesji pre) dla wszystkich zakresów siły Load-F (Ryciny 20-22), za wyjątkiem międzysesyjnego porównania wartości $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab w zakresie 0-5% MVC Load-F (Rycina 22).

Tabela 13 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości gradientów narastania siły ($\Delta F/\Delta t$): pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ Load-F), ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man), ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F), podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

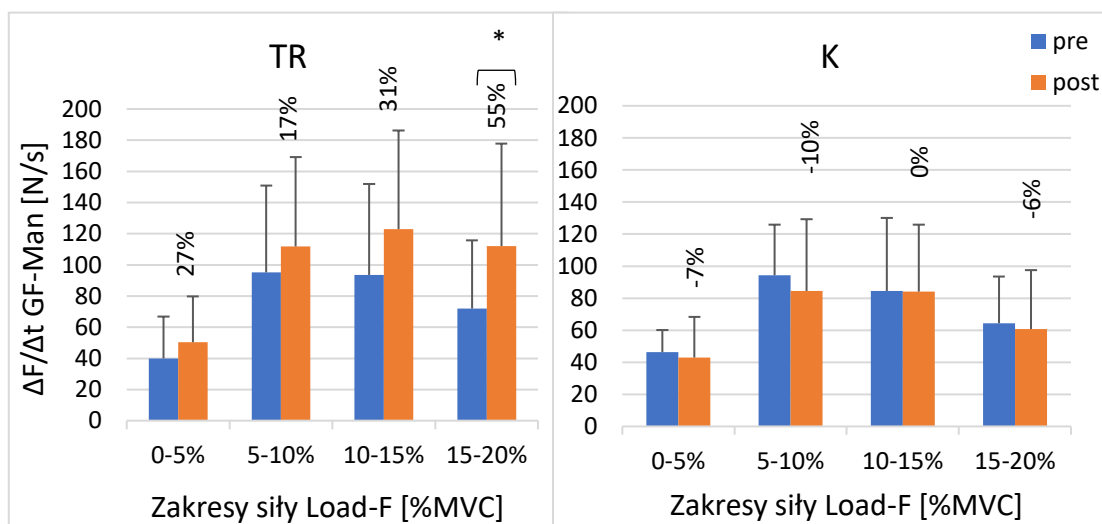
Zakres przyrostu siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości $\Delta F/\Delta t$ Load-F				poziom istotności (p) dla porównań wartości $\Delta F/\Delta t$ GF-Man				poziom istotności (p) dla porównań wartości $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab			
	pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post
0-5%	0,270	0,206	0,433	0,315	0,209	0,285	0,707	0,282	0,814	0,455	0,387	0,242
5-10%	0,317	0,432	0,785	0,356	0,360	0,640	0,705	0,085	0,587	0,668	0,741	0,673
10-15%	0,090	0,339	0,721	0,293	0,146	0,988	0,482	0,036	0,089	0,433	0,539	0,139
15-20%	0,017	0,510	0,474	0,018	0,018	0,853	0,621	0,004	0,009	0,816	0,450	0,003

Różnica istotna statystycznie oznaczona jako **wyłuszczenie wartości p** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

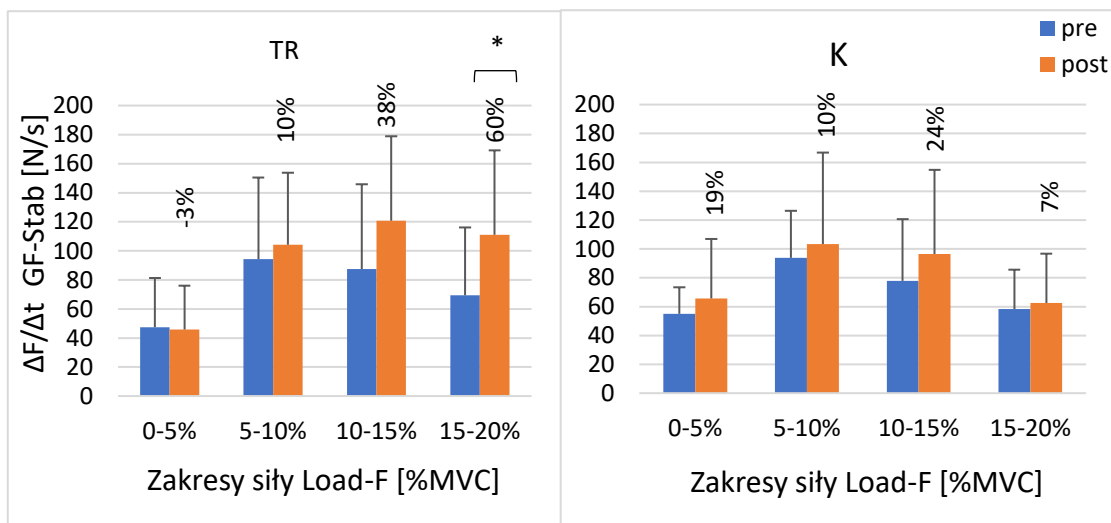
W porównaniu między grupami (TR vs. K), w sesji post w zakresie 15-20% MVC Load-F stwierdzono istotnie wyższe wartości wszystkich trzech gradientów ($\Delta F/\Delta t$ Load-F, $\Delta F/\Delta t$ GF-Man i $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab) w grupie TR niż w grupie K ($p < 0,025$, Tabela 13, Ryciny 20-22). Na pozostałych zakresach narastania siły Load-F w sesji post oraz na wszystkich zakresach narastania siły Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych w wartościach $\Delta F/\Delta t$ Load-F, $\Delta F/\Delta t$ GF-Man i $\Delta F/\Delta t$ GF-Stab ($p > 0,025$, Tabela 13, Ryciny 20-22).



Rycina 20 Wartości gradientu narastania siły pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)



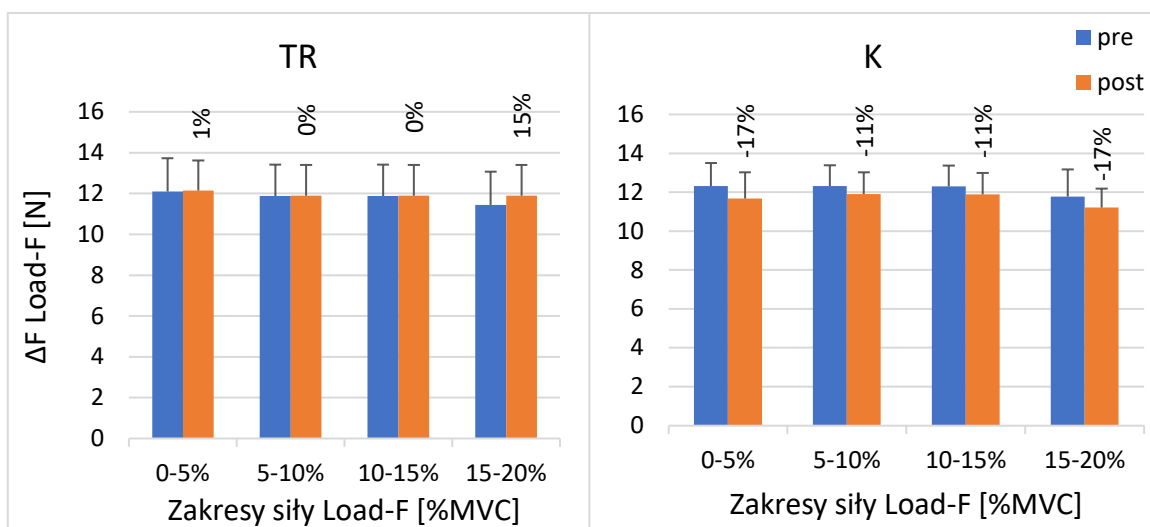
Rycina 21 Wartości gradientu narastania siły ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)



Rycina 22 Wartości gradientu narastania siły ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Stab) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

V.1.4.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla przyrostów siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Analiza statystyczna wartości przyrostów siły **Load-F** (ΔF Load-F) w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z zakresów zmian narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 23, Tabela 14). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla ΔF Load-F dla żadnego zakresów zmian narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 23, Tabela 14). Należy jednak zaznaczyć, że w grupie kontrolnej wystąpiła tendencja do niższych wartości tego parametru w sesji post (w porównaniu do sesji pre) na wszystkich zakresach zmian narastania siły Load-F (Rycina 23). Natomiast w grupie trenowanej zauważyć można wyraźną tendencję do wzrostu wartości ΔF Load-F w sesji post dla zakresu 15-20% MVC Load-F (Rycina 23).



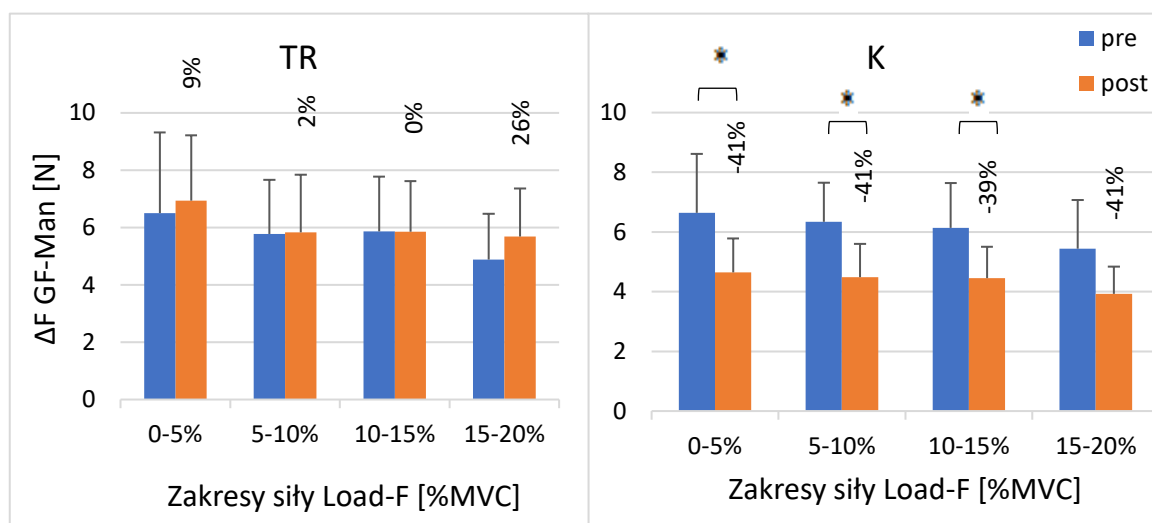
Rycina 23 Wartości przyrostu siły pociągania w górę (ΔF Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

Tabela 14 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości przyrostu siły (ΔF): pociągania w górę (ΔF Load-F), ściskania ręką manipulującą (ΔF GF-Man), ściskania ręką stabilizującą (ΔF GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Zakres przyrostu siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości ΔF Load-F				poziom istotności (p) dla porównań wartości ΔF GF-Man				poziom istotności (p) dla porównań wartości ΔF GF-Stab			
	pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K		pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post	TR	K	pre	post
0-5%	0,915	0,339	0,750	0,443	0,937	0,013	0,756	0,006	0,457	0,575	0,902	0,863
5-10%	0,961	0,493	0,640	0,778	0,871	0,011	0,649	0,019	0,874	0,224	0,595	0,569
10-15%	0,964	0,492	0,641	0,778	0,910	0,019	0,999	0,022	0,450	0,241	0,900	0,085
15-20%	0,450	0,364	0,789	0,165	0,200	0,026	0,567	0,004	0,093	0,372	0,124	0,216

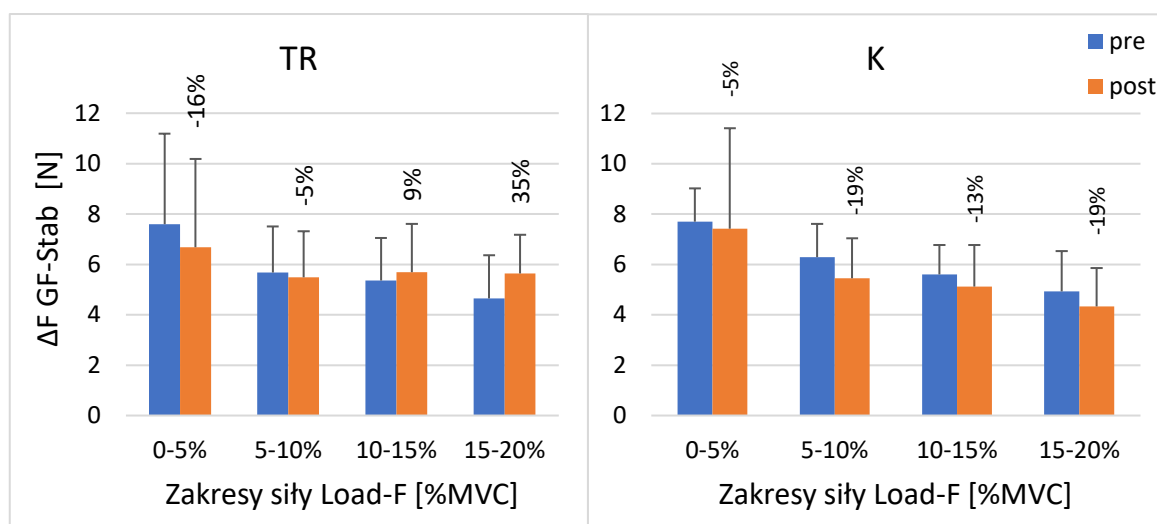
Różnica istotna statystycznie oznaczona jako wytłuszczenie wartości p (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

Analiza statystyczna wartości przyrostu siły **GF- Man (ΔF GF-Man)** w grupie kontrolnej wykazała istotny spadek tego parametru w sesji post (w porównaniu do sesji pre) w zakresach 0-5%, 5-10% i 10-15% MVC Load-F ($p < 0,025$, Tabela 14, Rycina 24) i bardzo wyraźną, bliską poziomowi istotności statystycznej, tendencję do spadku wartości tego parametru w sesji post dla zakresu 15-20% MVC Load-F ($p > 0,025$, Tabela 14, Rycina 24). W grupie TR, poza tendencją do wzrostu wartości tego parametru w sesji post w zakresach 0-5% i 15-20% MVC Load-F, nie stwierdzono dla parametru GF- Man żadnych istotnych międzyseesyjnych różnic ($p > 0,025$, Tabela 14, Rycina 24). W porównaniu między grupami (TR vs. K) w badaniu post stwierdzono istotnie niższe wartości ΔF GF-Man w grupie K niż w grupie TR ($p < 0,025$, Tabela 14, Rycina 24) dla wszystkich zakresów (0-5%, 5-10%, 10-15% i 15-20% MVC Load-F) narastania siły pociągania. Natomiast w sesji pre nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych dla wartości ΔF GF-Man w żadnym z zakresów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Tabela 14, Rycina 24).



Rycina 24 Wartości przyrostu siły ściskania ręką manipulacyjną (ΔF GF-Man) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

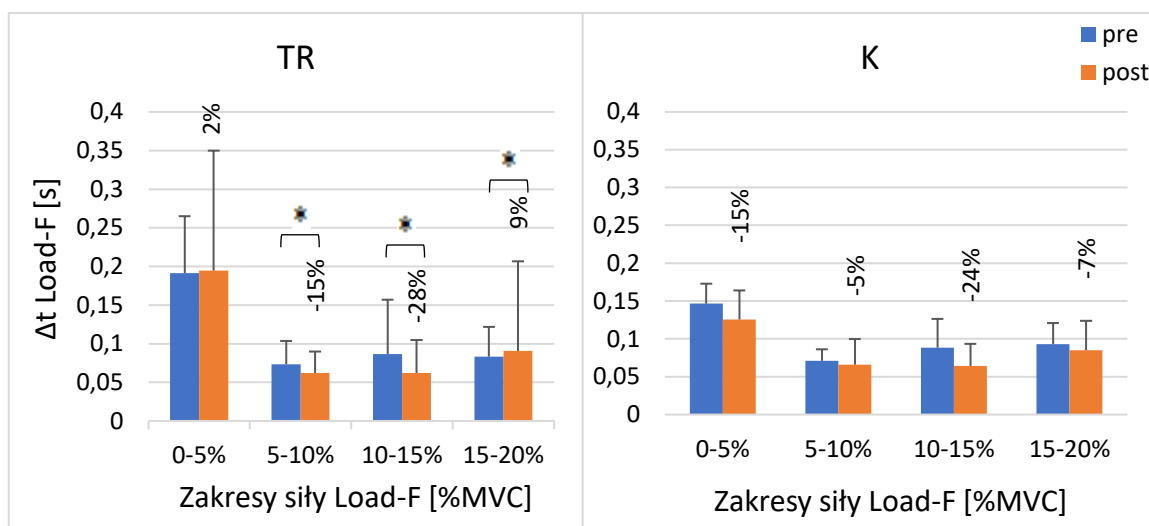
Analiza statystyczna wartości przyrostu siły **GF-Stab** (ΔF GF-Stab) w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z zakresów narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC ($p > 0,025$, Tabela 14, Rycina 25). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla ΔF GF-Stab na żadnym z zakresów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Tabela 14, Rycina 25). Należy jednak zaznaczyć, że w grupie kontrolnej wystąpiła wyraźna tendencja do spadku wartości ΔF GF-Stab w sesji post w stosunku do sesji pre (Rycina 25). Natomiast w grupie TR wystąpiła wyraźna tendencja do wzrostu wartości ΔF GF-Stab w sesji post w zakresie zmiany siły 15-20% MVC Load-F (Rycina 25).



Rycina 25 Wartości przyrostu siły ściskania ręką stabilizującą (ΔF GF-Stab) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

V.1.4.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla czasów przyrostów siły Load-F na poziomach narastania Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Analiza statystyczna wartości czasu przyrostu siły Load-F (Δt Load-F) w grupie TR wykazała w sesji post (w porównaniu do sesji pre) istotnie niższe wartości w zakresach 5-10% i 10-15% MVC Load-F oraz istotnie wyższe wartości w zakresie 15-20% MVC Load-F ($p < 0,025$, Rycina 26, Tabela 15). W grupie K nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic międzysesyjnych w wartościach Δt Load-F, pomimo tendencji spadkowych w sesji post dla tego parametru, a szczególnie wyraźnych w zakresach 0-5% i 10-15% MVC Load-F ($p > 0,025$, Rycina 26, Tabela 15). Nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla Δt Load-F na żadnym z zakresów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 26, Tabela 15).



Rycina 26 Wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 15 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

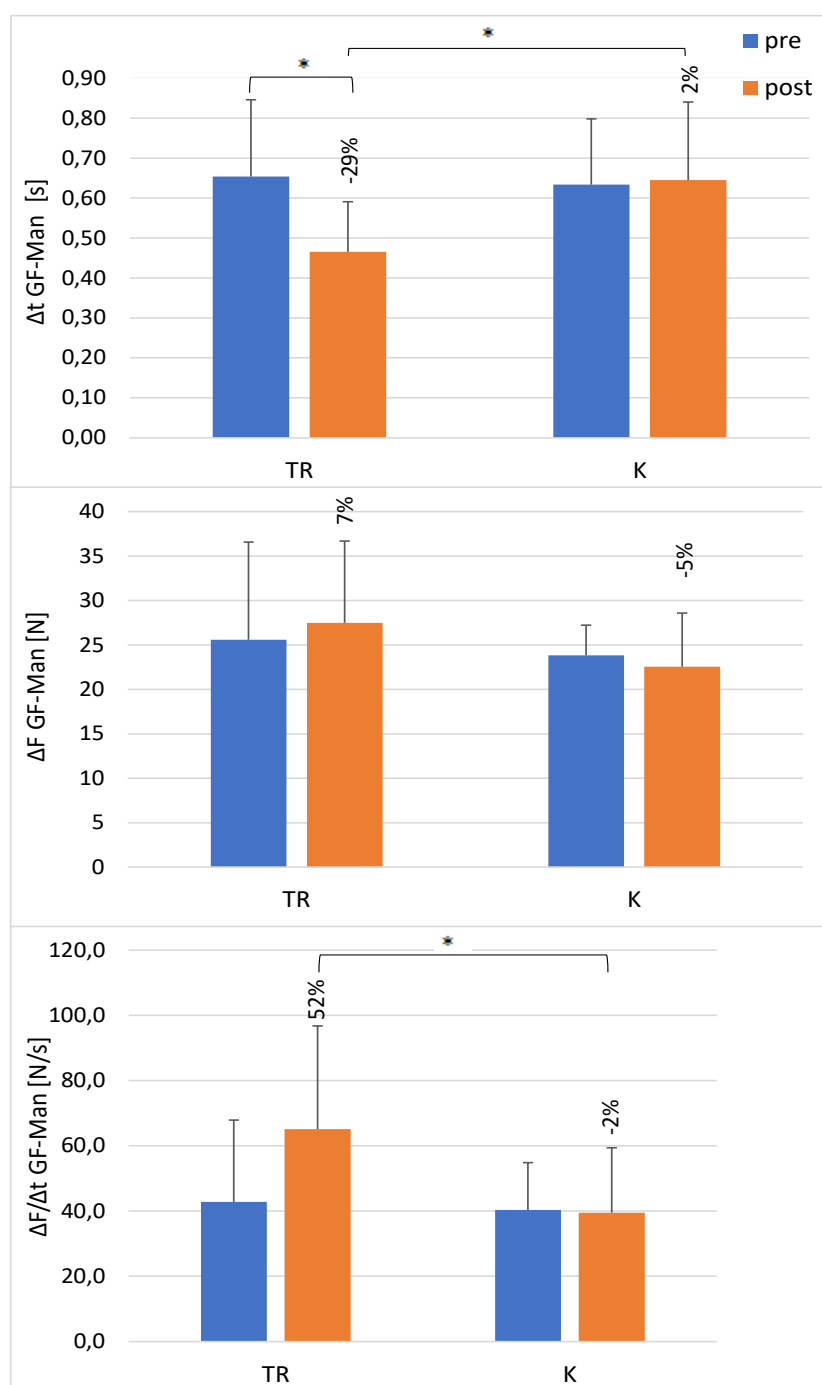
Zakres przyrostu siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości Δt Load-F			
	pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post
0-5%	0,155	0,323	0,145	0,387
5-10%	0,013	0,445	0,842	0,705
10-15%	0,016	0,338	0,705	0,349
15-20%	0,016	0,508	0,557	0,061

Różnica istotna statystycznie oznaczona jako wytłuszczenie wartości p (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

V.1.4.5 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów opisujących dynamikę rozwijania siły GF-Man dla całego przebiegu próby 20% MVC Load-F bez podziału na pośrednie poziomy siły Load-F

Dla zobrazowania zmian w dynamice rozwijania siły ściskania dla całego przebiegu próby pociągania do poziomu 20% MVC Load-F (wzorując się na pracy Ridgel i wsp. 2009) wyliczono wartości gradientu siły ściskania ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man), wielkości przyrostu siły ściskania (ΔF GF-Man) i czasu przyrostu siły ściskania (Δt GF-Man) dla całego zakresu rozwijania siły w próbie 20% MVC Load-F (czyli w zakresie 0-20% MVC Load-F). Analiza statystyczna wykazała w grupie TR istotnie wyższe wartości gradientu $\Delta F/\Delta t$ GF-Man ($p < 0,025$, Rycina 27, Tabela 16) i wyraźne tendencje do krótszego czasu przyrostu siły ściskania ($p > 0,025$, Rycina 27, Tabela 16) w sesji post (w porównaniu do sesji pre). Nie stwierdzono natomiast istotnych międzysesyjnych różnic w wartościach przyrostu siły ściskania w grupie TR oraz we wszystkich trzech parametrach ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man, ΔF GF-Man i Δt GF-Man) w grupie K dla całościowego zakresu (0-20% MVC Load-F) rozwijania siły pociągania do 20% MVC Load-F ($p > 0,025$, Rycina 27, Tabela 16). Porównania międzygrupowe (TR vs. K) potwierdziły pozytywny wpływ cyklu treningowego na parametry opisujące dynamikę rozwijania siły ściskania dla całego przebiegu próby pociągania do poziomu 20% MVC Load-F, ponieważ analiza statystyczna wykazała w sesji

post istotnie wyższe wartości gradientu $\Delta F/\Delta t$ GF-Man i istotnie niższe wartości Δt GF-Man (krótszy czas rozwijania siły) w grupie TR niż w grupie K ($p < 0,025$, Rycina 27, Tabela 16). Nie stwierdzono natomiast istotnych międzygrupowych (TR vs. K) różnic dla przyrostu siły ściskania w sesji post oraz dla wszystkich trzech parametrów ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man, ΔF GF-Man i Δt GF-Man) w sesji pre ($p > 0,025$, Rycina 27, Tabela 16).



Rycina 27 Wartości czasu narastania siły ściskania (Δt GF-Man, wykres górny), przyrostu siły ściskania (ΔF GF-Man, wykres środkowy) i gradientu narastania siły ściskania ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man, wykres dolny) dla próby pociągania w górę do poziomu 20% MVC bez podziału na poziomy narastania siły (czyli w zakresie 0-20% MVC Load-F), dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 16 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości czasu narastania siły ściskania (Δt GF-Man), przyrostu siły ściskania (ΔF GF-Man) i gradientu narastania siły ściskania ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F, bez podziału na poziomy narastania siły (czyli w zakresie 0-20% MVC Load-F), dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

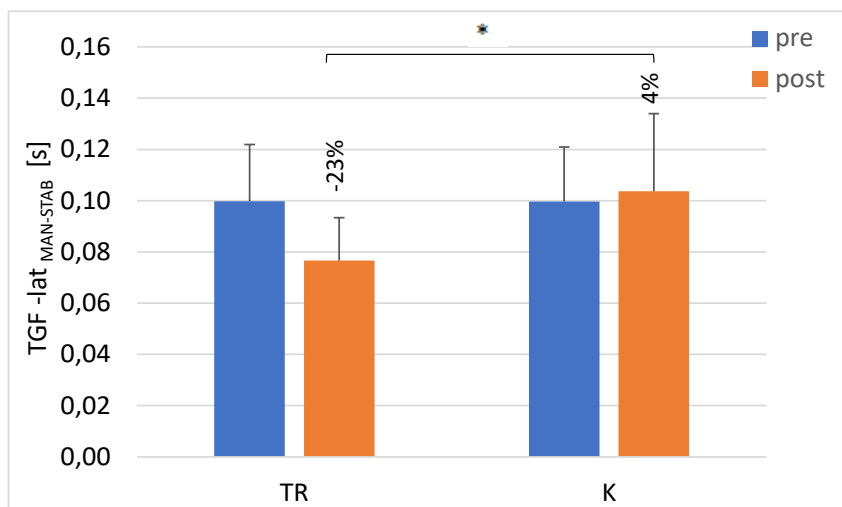
Parametr	poziom istotności (p) dla porównań wartości Δt , ΔF i $\Delta F/\Delta t$ siły GF-Man dla próby 20% MVC Load-F bez podziału na poziomy siły			
	pre vs. post		TR vs. K	
	TR	K	pre	post
Δt GF-Man	0,019	0,880	0,794	0,025
ΔF GF-Man	0,598	0,721	0,633	0,178
$\Delta F/\Delta t$ GF-Man	0,042	0,933	0,819	0,021

Różnica istotna statystycznie oznaczona jako **wytłuszczenie wartości p** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

V.1.4.6 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla czasu opóźnienia (latencji) między początkiem wyzwalania siły ściskania kończyny manipulującej i stabilizującej ($TGF-lat_{MAN-STAB}$) podczas próby 20% MVC Load-F

Dla oceny koordynacji pomiędzy dwiema kończynami, podobnie jak w pracy Ridgel i wsp. (2009), obliczono czas opóźnienia pomiędzy początkiem wyzwalania siły ściskania kończyną manipulującą i kończyną stabilizującą ($TGF-lat_{MAN-STAB}$) podczas próby 20% MVC Load-F. Analiza statystyczna wykazała brak istotnych międzysesyjnych (pre vs. post) różnic w wartościach parametru $TGF-lat_{MAN-STAB}$ zarówno w grupie TR ($p = 0,031$, Rycina 28), jak i w grupie K ($p = 0,703$, Rycina 28). Jednakże, należy zaznaczyć, że w grupie TR wartości $TGF-lat_{MAN-STAB}$ wykazywały bardzo wyraźną tendencję (bliską istotności statystycznej) do skrócenia czasu opóźnienia pomiędzy początkiem wyzwalania siły ściskania kończyną manipulującą i kończyną stabilizującą (Rycina 28). Znaczenie zaistnienia powyższej tendencji dla interpretacji wpływu cyklu treningowego na ten parametr potwierdza fakt wystąpienia w sesji post istotnie niższych wartości $TGF-lat_{MAN-STAB}$ w grupie TR niż w grupie K ($p = 0,013$, Rycina 28),

z jednoczesnym brakiem istotnych międzygrupowych różnic (TR vs. K) w sesji pre ($p = 0,993$, Rycina 28).



Rycina 28 Czas opóźnienia pomiędzy początkiem wyzwalania siły ściskania kończyną manipulującą i kończyną stabilizującą ($TGF-lat_{MAN-STAB}$) dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

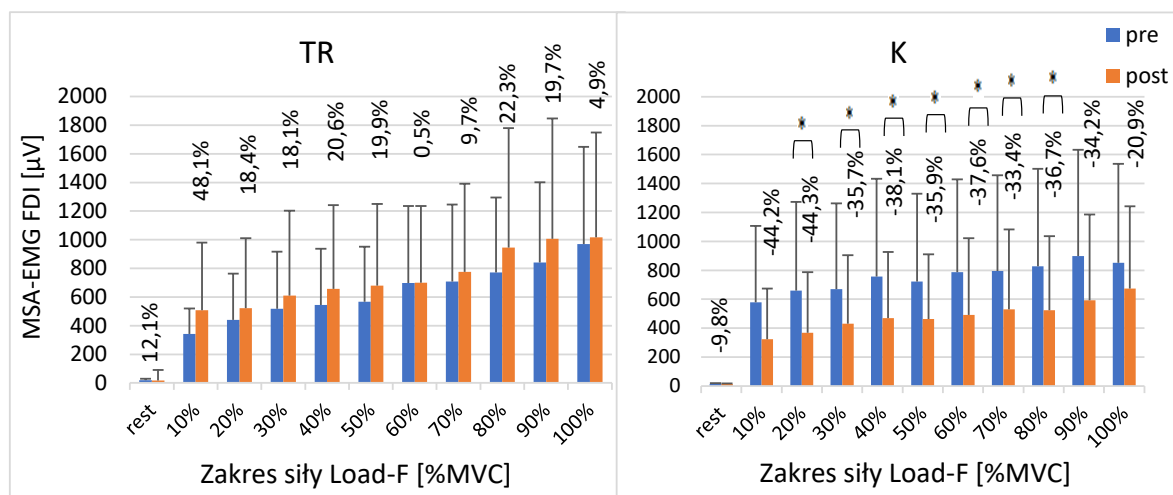
V.2 Parametry elektromiograficzne

V.2.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla parametrów elektromiograficznych (EMG) na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

V.2.1.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSA-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Analiza statystyczna wartości średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSA-EMG FDI**), na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC, wykazała istotnie niższe wartości tego parametru w grupie K w sesji post w stosunku do sesji pre na poziomach 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70% i 80% ($p < 0,025$, Rycina 29, Tabela 17). Dla pozostałych poziomów w grupie K i wszystkich poziomów narastania siły w grupie TR nie stwierdzono istotnych różnic dla MSA-EMG FDI pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post podczas prób pociągania z siłą 100% MVC ($p > 0,025$, Rycina 29, Tabela 17). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla

MSA-EMG FDI na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Rycina 29, Tabela 17). Należy jednak zaznaczyć, że w grupie TR wystąpiły wyraźne tendencje do wzrostu wartości MSA-EMG FDI w sesji post w porównaniu do sesji pre, co wskazuje że kierunek zmian w sesji post jest dla tego parametru odmienny w obu grupach (Rycina 29).



Rycina 29 Wartości średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSA-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 17 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSA-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSA-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSA-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,594	0,640	0,282	0,105	0,795	0,876	0,602	0,459
10%	0,344	0,015	0,809	0,223	0,723	0,930	0,959	0,961
20%	0,657	0,010	0,918	0,282	0,868	0,914	0,990	0,972
30%	0,722	0,010	0,973	0,223	0,913	0,974	0,978	0,981
40%	0,657	0,008	0,809	0,468	0,927	0,971	0,984	0,949
50%	0,607	0,008	0,488	0,337	0,941	0,968	0,989	0,952
60%	0,989	0,004	0,973	0,282	0,874	0,923	0,990	0,989
70%	0,929	0,019	0,809	0,314	0,946	0,960	0,977	0,985
80%	0,539	0,005	0,809	0,251	0,927	0,961	0,984	0,984
90%	0,578	0,041	0,705	0,282	0,918	0,956	0,979	0,967
100%	0,868	0,347	0,426	0,249	0,977	0,964	0,962	0,976

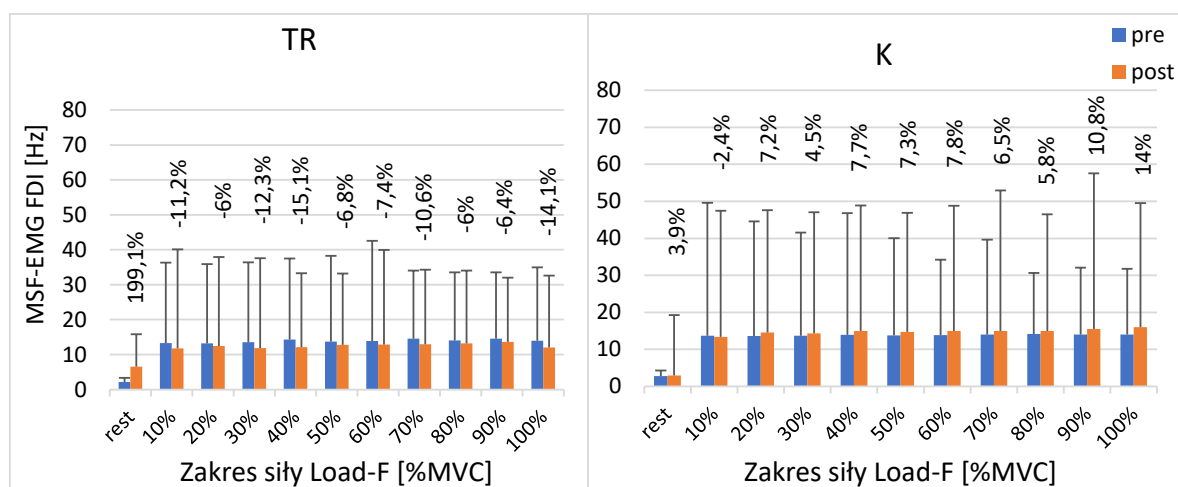
Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): < 0,6 - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), 0,6-0,79 - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), 0,8-1,0 - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSA-EMG FDI była doskonała dla 93% przypadków, średnia dla 4,5% a dla 2,2% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 17).

V.2.1.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSF-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

W wyniku analizy statystycznej wartości średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSF-EMG FDI**), na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC, w obu grupach (TR i K) stwierdzono brak istotnych statystycznie międzysesyjnych różnic (pre vs. post) dla żadnego z poziomów narastania siły Load-F ($p > 0,025$, Rycina 30, Tabela 18).

Analiza różnic międzygrupowych (TR vs. K) w wartościach MSF-EMG FDI wykazała w sesji post wyższe wartości w grupie K niż w grupie TR na poziomie 40% i 100% MVC Load-F ($p < 0,025$, Rycina 30, Tabela 18). Na pozostałych poziomach narastania Load-F w sesji post i na wszystkich poziomach narastania siły pociągania do poziomu 100% MVC Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych statystycznie międzygrupowych różnic ($p > 0,025$, Rycina 30, Tabela 18).



Rycina 30 Wartości średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSF-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 18 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSF-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

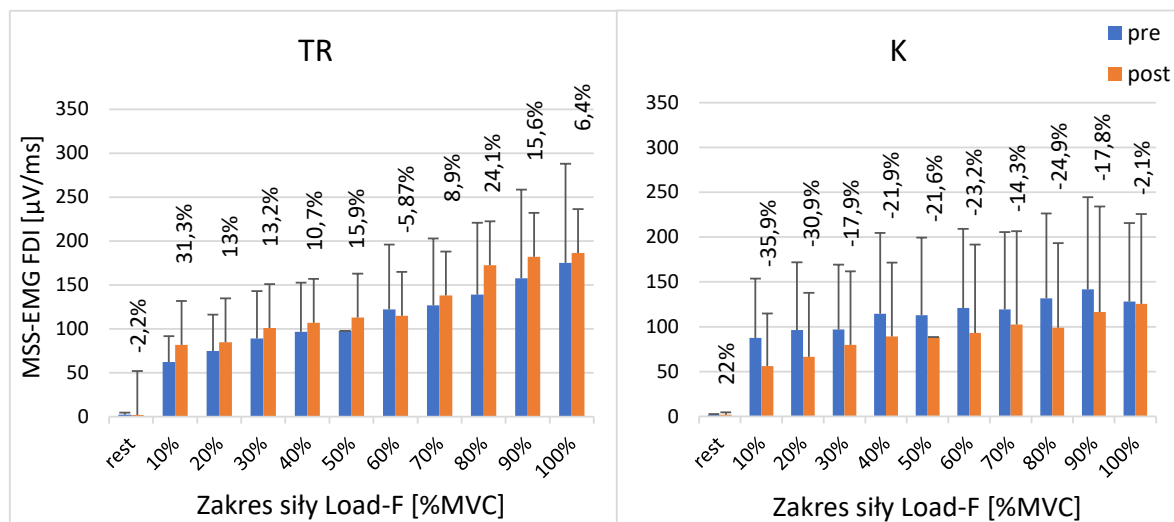
Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSF-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSF-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,046	0,813	0,771	0,314	<i>0,541</i>	0,897	0,891	0,868
10%	0,261	0,809	0,769	0,254	0,752	0,817	0,924	<i>0,216</i>
20%	0,516	0,444	0,766	0,091	0,649	0,857	0,849	0,704
30%	0,161	0,614	0,871	0,045	0,727	0,742	0,842	0,712
40%	0,080	0,398	0,779	0,024	0,837	<i>0,309</i>	0,880	<i>0,540</i>
50%	0,402	0,393	0,993	0,094	0,825	0,817	0,842	<i>0,552</i>
60%	0,392	0,390	0,999	0,091	0,923	<i>0,338</i>	<i>0,590</i>	0,673
70%	0,184	0,452	0,672	0,103	0,849	<i>0,553</i>	0,750	0,708
80%	0,386	0,427	0,930	0,085	0,818	0,803	0,673	0,606
90%	0,404	0,204	0,601	0,114	0,744	0,673	0,736	0,689
100%	0,060	0,034	0,971	0,001	0,835	0,755	0,888	0,632

Różnica istotna statystycznie oznaczona jako **wytluszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytluszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSF-EMG FDI była doskonała dla 45,4% przypadków, średnia dla 36,3% a dla 18% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 18).

V.2.1.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSS-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Analiza statystyczna wartości średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSS-EMG FDI**), na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC, w obu grupach pacjentów (TR i K) nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły pociągania ($p > 0,025$, Rycina 31, Tabela 19). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla wartości MSS-EMG FDI na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 100% MVC ($p > 0,025$, Rycina 31, Tabela 19).



Rycina 31 Wartości średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

Tabela 19 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

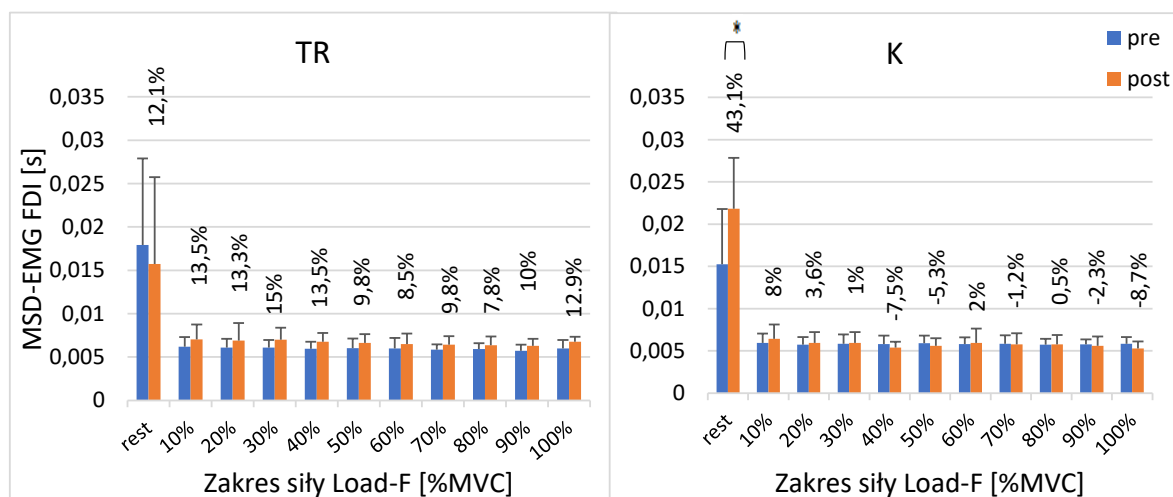
Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSS-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSS-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,722	0,396	0,705	0,147	0,892	0,818	0,772	0,513
10%	0,374	0,071	0,314	0,223	0,700	0,881	0,949	0,945
20%	0,729	0,071	0,527	0,282	0,868	0,876	0,963	0,967
30%	0,713	0,347	1,000	0,512	0,901	0,962	0,967	0,970
40%	0,080	0,071	0,863	0,557	0,911	0,962	0,992	0,953
50%	0,639	0,060	0,973	0,605	0,925	0,960	0,974	0,966
60%	0,845	0,117	0,918	0,426	0,845	0,870	0,970	0,976
70%	0,780	0,388	0,705	0,426	0,895	0,941	0,972	0,967
80%	0,790	0,060	0,705	0,314	0,801	0,962	0,994	0,983
90%	0,929	0,209	0,654	0,349	0,905	0,947	0,991	0,961
100%	0,814	0,875	0,223	0,222	0,969	0,950	0,951	0,972

Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSS-EMG FDI była doskonała dla 95,3% przypadków, średnia i nie do przyjęcia była dla 2,27% przypadków (Tabela 19).

V.2.1.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSD-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

Analiza statystyczna wartości średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**), na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC, wykazała istotnie wyższe wartości MSD-EMG FDI w grupie K w sesji post niż w sesji pre na poziomie 0% MVC (tzn. w spoczynku – rest, tuż przed początkiem rozwijania siły)($p < 0,025$, Rycina 32, Tabela 20). Dla pozostałych poziomów narastania siły Load-F w grupie K i dla wszystkich poziomów narastania siły w grupie TR nie stwierdzono istotnych międzysesyjnych różnic podczas prób pociągania z siłą 100% MVC Load-F ($p > 0,025$, Rycina 32, Tabela 20). Analiza różnic międzygrupowych (TR vs. K) wykazała w sesji post istotnie wyższe wartości MSD-EMG FDI w grupie TR niż w grupie K na poziomie 40%, 50% i 100% narastania siły Load-F ($p < 0,025$, Rycina 32, Tabela 20), natomiast na pozostałych poziomach siły pociągania w tej sesji oraz na wszystkich poziomach narastania siły do poziomu 100% MVC Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych ($p > 0,025$, Rycina 32, Tabela 20).



Rycina 32 Wartości średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 20 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

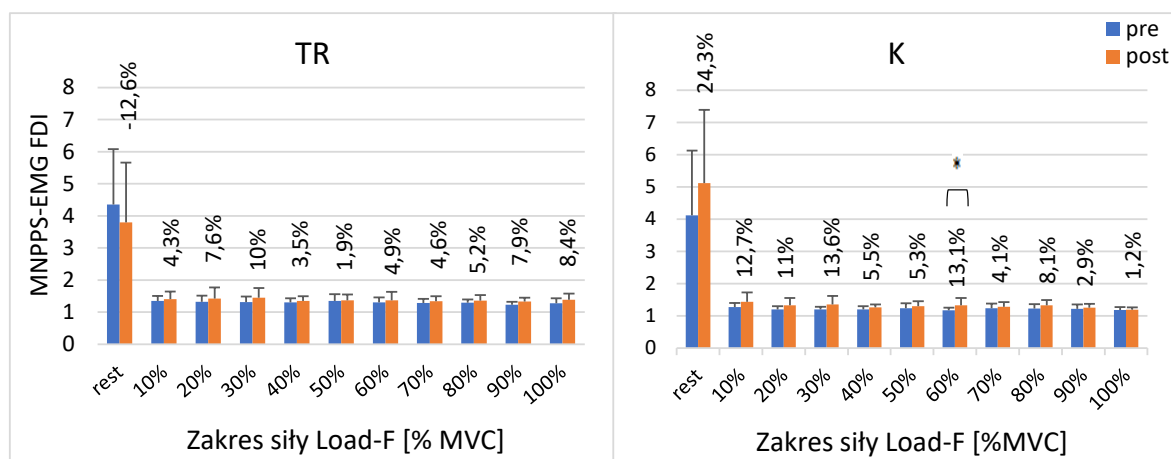
Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSD-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSD-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,445	0,005	0,468	0,041	<i>0,426</i>	0,874	0,799	0,827
10%	0,182	0,466	0,186	0,303	0,821	0,751	0,902	<i>0,442</i>
20%	0,424	0,740	0,556	0,173	0,632	0,705	0,837	<i>0,266</i>
30%	0,084	0,888	0,680	0,053	0,526	0,699	0,967	<i>0,464</i>
40%	0,045	0,288	0,723	0,001	0,720	<i>0,588</i>	0,842	<i>0,036</i>
50%	0,162	0,472	0,808	0,022	0,741	0,711	0,885	0,417
60%	0,347	0,875	0,751	0,251	0,840	<i>0,572</i>	0,733	<i>0,531</i>
70%	0,195	0,880	0,981	0,164	0,793	0,701	0,638	<i>0,472</i>
80%	0,230	0,947	0,674	0,130	0,801	0,775	0,812	<i>0,252</i>
90%	0,111	0,650	0,909	0,059	0,883	0,692	0,809	0,672
100%	0,033	0,158	0,680	0,000	0,738	0,678	0,926	0,658

Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): < 0,6 - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), 0,6-0,79 - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), 0,8-1,0 - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSD-EMG FDI była doskonała dla 14% przypadków, średnia dla 45,4% a dla 10% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 20).

V.2.1.5 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MNPPS-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 100% MVC

W wyniku analizy statystycznej wartości średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MNPPS-EMG FDI), na poziomach narastania siły Load-F podczas prób podciągania z siłą 100% MVC, wykazała w grupie K istotnie wyższe wartości MSD-EMG FDI w sesji post w stosunku do sesji pre na poziomie 60% MVC narastania siły pociągania ($p < 0,025$, Rycina 33, Tabela 21). Dla pozostałych poziomów narastania siły Load-F w grupie K i dla wszystkich poziomów narastania siły w grupie TR nie stwierdzono istotnych międzysesyjnych różnic podczas prób pociągania z siłą 100% MVC Load-F ($p > 0,025$, Rycina 33, Tabela 21). Analiza porównawcza pomiędzy grupami (TR vs. K) wykazała w sesji post istotnie wyższe wartości MSD-EMG FDI w grupie TR niż w grupie K na poziomie 100% narastania siły Load-F ($p < 0,025$, Rycina 33, Tabela 21), natomiast na pozostałych poziomach siły pociągania w tej sesji oraz na wszystkich poziomach narastania siły do poziomu 100% MVC Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych ($p > 0,025$, Rycina 33, Tabela 21).



Rycina 33 Wartości średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MNPPS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 21 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MNPPS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MNPPS-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MNPPS-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,515	0,263	0,789	0,133	0,495	0,808	0,058	0,277
10%	0,521	0,099	0,432	0,918	0,726	0,487	0,339	0,358
20%	0,657	0,225	0,244	0,468	0,264	0,241	0,598	0,216
30%	0,091	0,050	0,226	0,349	0,901	0,514	0,188	0,294
40%	0,286	0,240	0,062	0,468	0,097	0,326	0,784	0,447
50%	0,734	0,415	0,170	0,378	0,148	0,118	0,785	0,170
60%	0,657	0,023	0,141	0,705	0,416	0,474	0,239	0,332
70%	0,339	0,437	0,441	0,364	0,589	0,280	0,288	0,508
80%	0,284	0,138	0,281	0,550	0,458	0,274	0,735	0,341
90%	0,054	0,494	0,721	0,120	0,210	0,221	0,836	0,778
100%	0,071	0,814	0,101	0,002	0,495	0,808	0,058	0,277

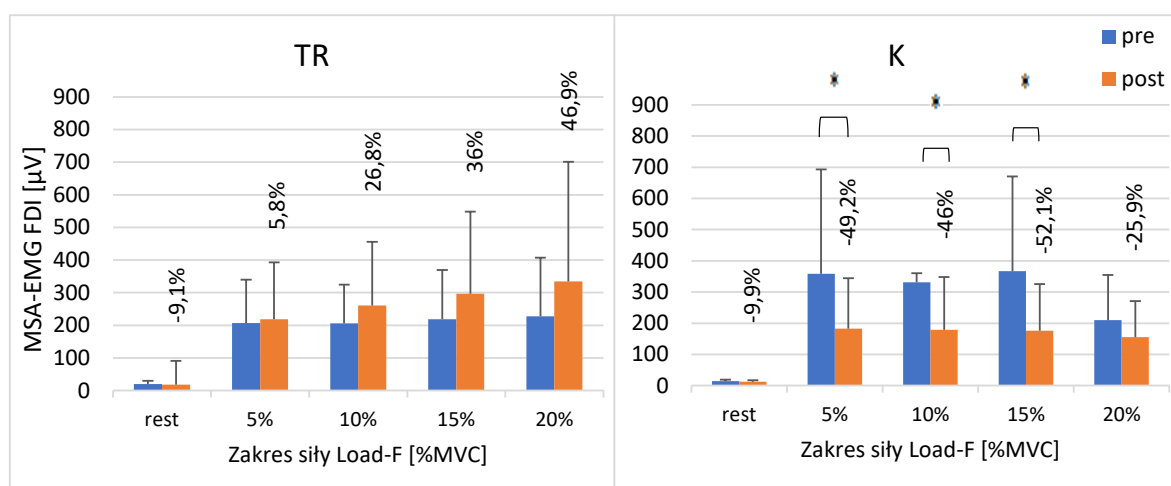
Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MNPPS-EMG FDI była doskonała dla 11,35% przypadków, średnia dla tej samej ilości a dla pozostałych 77,1% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 21).

V.2.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla parametrów elektromiograficznych (EMG) na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

V.2.2.1 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSA-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Analiza statystyczna wartości średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSA-EMG FDI), na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC, wykazała istotnie niższe wartości tego parametru w grupie K w sesji post w stosunku do sesji pre na poziomach 5%, 10% i 15% MVC Load-F ($p < 0,025$, Rycina 34, Tabela 22). Dla poziomu 0% (spoczynek - rest) i 20% MVC Load-F w grupie K i dla wszystkich poziomów narastania siły w grupie TR nie stwierdzono istotnych różnic dla MSA-EMG FDI pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post podczas prób pociągania z siłą 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 34, Tabela 22). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla MSA-EMG FDI na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC Load-F ($p > 0,025$, Rycina 34, Tabela 22). Należy jednak pokreślić, że w grupie TR wystąpiły wyraźne tendencje do wzrostu wartości MSA-EMG FDI w sesji post w porównaniu do sesji pre, co sugeruje że kierunek zmian w sesji post jest dla tego parametru odmienny w obu grupach (Rycina 34).



Rycina 34 Wartości średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSA-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K),

w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 22 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSA-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

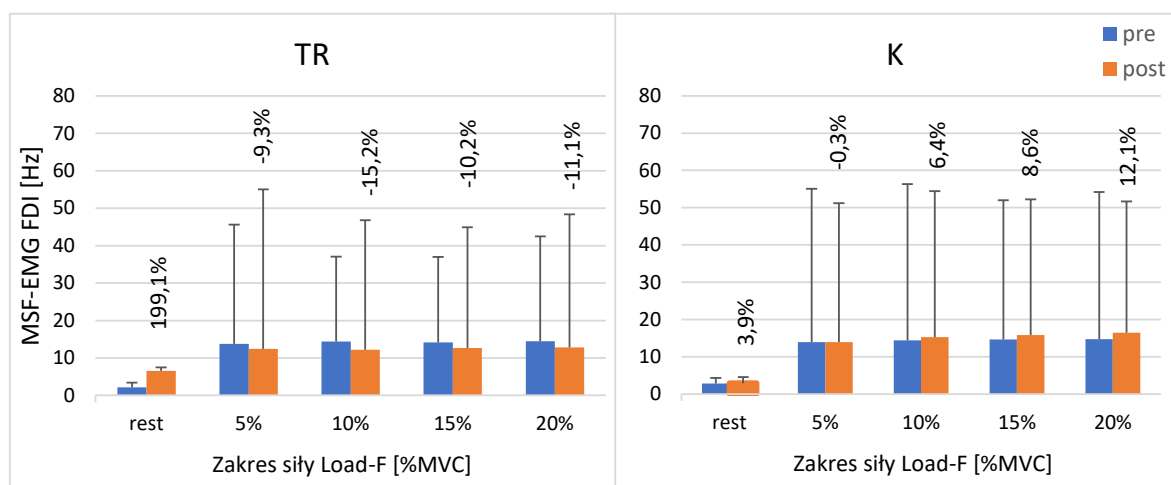
Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSA-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSA-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,531	0,640	0,066	0,087	0,795	0,876	0,602	0,459
5%	0,896	0,005	0,605	0,695	0,849	0,940	0,819	0,558
10%	0,524	0,005	0,705	0,357	0,734	0,907	0,657	0,829
15%	0,722	0,005	0,137	0,173	0,365	0,645	0,732	0,858
20%	0,722	0,596	0,861	0,251	0,918	0,380	0,867	0,807

Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSA-EMG FDI była doskonała dla 50% przypadków, średnia dla 30% a dla 20% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 22).

V.2.2.2 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSF-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Analiza statystyczna wartości średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSF-EMG FDI), na poziomach narastania siły podczas prób pociągania z siłą 20% MVC, nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla żadnego z poziomów narastania siły pociągania ($p > 0,025$, Rycina 35, Tabela 23). W analizie porównawczej międzygrupowej (TR vs. K) stwierdzono, że w sesji post wartości MSF-EMG FDI były istotnie wyższe w grupie K niż w grupie TR na poziomie 20% MVC Load-F ($p < 0,025$, Rycina 35, Tabela 23). Na pozostałych poziomach narastania siły w sesji post oraz na wszystkich poziomach narastania siły pociągania do poziomu 20% MVC Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych ($p > 0,025$, Rycina 35, Tabela 23).



Rycina 35 Wartości średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSF-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 23 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSF-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

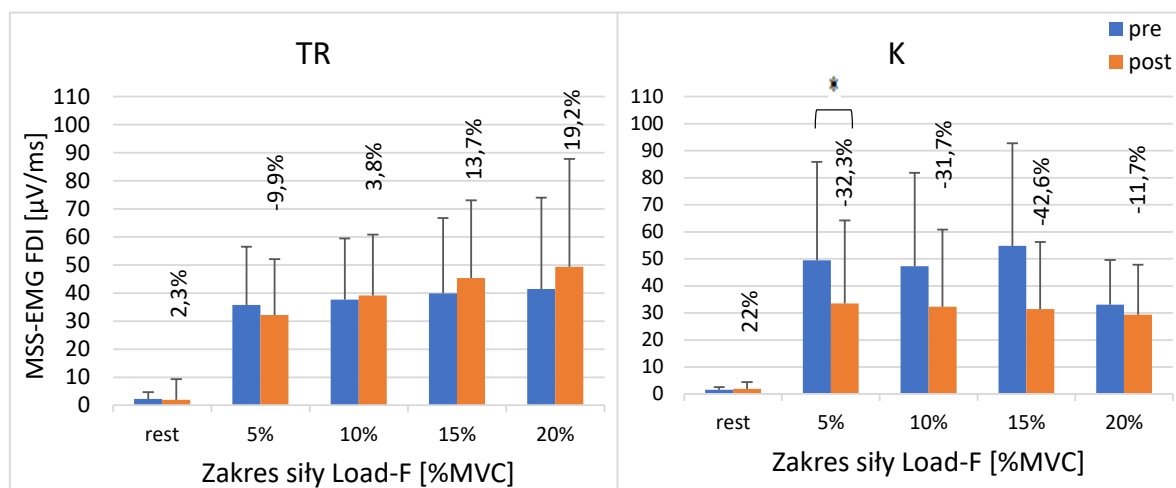
Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSF-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSF-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,047	0,960	0,771	0,105	<i>0,541</i>	0,897	0,891	0,868
5%	0,442	0,983	0,906	0,398	<i>0,514</i>	0,886	0,890	0,826
10%	0,153	0,559	0,997	0,049	<i>0,506</i>	0,86	0,930	0,827
15%	0,300	0,391	0,758	0,032	<i>0,516</i>	0,833	0,965	0,855
20%	0,284	0,258	0,870	0,021	0,616	0,691	0,853	0,881

Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSF-EMG FDI była doskonała dla 70% przypadków, średnia dla 10% a dla 20% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 23).

V.2.2.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSS-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Analiza statystyczna wartości średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSS-EMG FDI), na poziomach narastania siły podczas prób pociągania z siłą 20% MVC, wykazała dla grupy K istotnie niższe wartości MSS-EMG FDI w sesji post w stosunku do sesji pre na poziomie 5% MVC Load-F ($p < 0,025$, Rycina 36, Tabela 24). Na pozostałych poziomach narastania siły pociągania w grupie K i na wszystkich poziomach narastania siły Load-F w grupie TR nie stwierdzono istotnych międzysesyjnych (pre vs. post) różnic podczas prób pociągania z siłą 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 36, Tabela 24). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla MSS-EMG FDI na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 36, Tabela 24). Należy jednak pokreślić, że w grupie K w sesji post wystąpiły bardzo wyraźne tendencje do spadku wartości MSS-EMG FDI na wszystkich poziomach narastania siły Load-F, natomiast w grupie TR wystąpiły wyraźne tendencje wzrostowe tego parametru na poziomie 15% i 20% MVC Load-F (Rycina 36).



Rycina 36 Wartości średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 24 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSS-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSS-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	Post
0%-rest	0,705	0,721	0,410	0,197	0,892	0,818	0,772	0,513
5%	0,550	0,013	0,259	0,654	0,892	0,902	0,833	0,555
10%	0,901	0,139	0,421	0,426	0,834	0,907	0,640	0,870
15%	0,668	0,087	0,758	0,152	0,480	0,773	0,811	0,899
20%	1,000	0,772	0,507	0,116	0,867	0,378	0,844	0,694

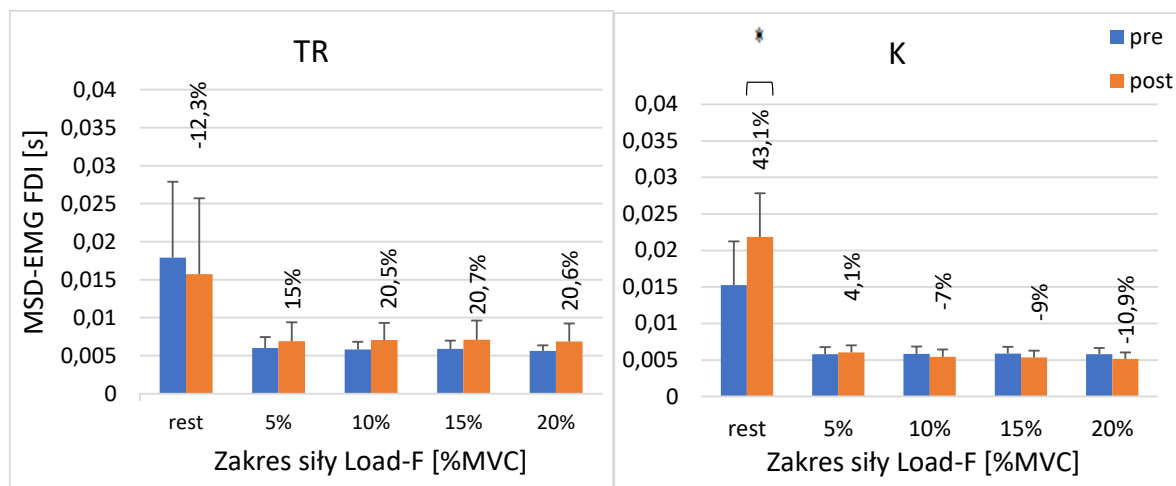
Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSS-EMG FDI była doskonała dla 60% przypadków, średnia dla 20%, podobnie dla 20% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 24).

V.2.2.4 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MSD-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

Analiza statystyczna wartości średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**), na poziomach narastania siły podczas prób pociągania z siłą 20% MVC Load-F, wykazała w grupie K istotnie wyższe wartości MSD-EMG FDI w sesji post w stosunku do sesji pre na poziomie 0% MVC (tzn. w spoczynku – rest, tuż przed początkiem rozwijania siły) ($p < 0,025$, Rycina 37, Tabela 25). Dla pozostałych poziomów narastania siły Load-F w grupie K i dla wszystkich poziomów narastania siły pociągania w grupie TR nie stwierdzono istotnych międzysesyjnych różnic podczas prób pociągania z siłą 20% MVC Load-F ($p > 0,025$,

Rycina 37, Tabela 25). Nie stwierdzono też istotnych różnic międzygrupowych (TR vs. K) w obu sesjach pomiarowych (pre i post) dla MSD-EMG FDI na żadnym z poziomów narastania siły Load-F do poziomu 20% MVC ($p > 0,025$, Rycina 37, Tabela 25).



Rycina 37 Wartości średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)

Tabela 25 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSD-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

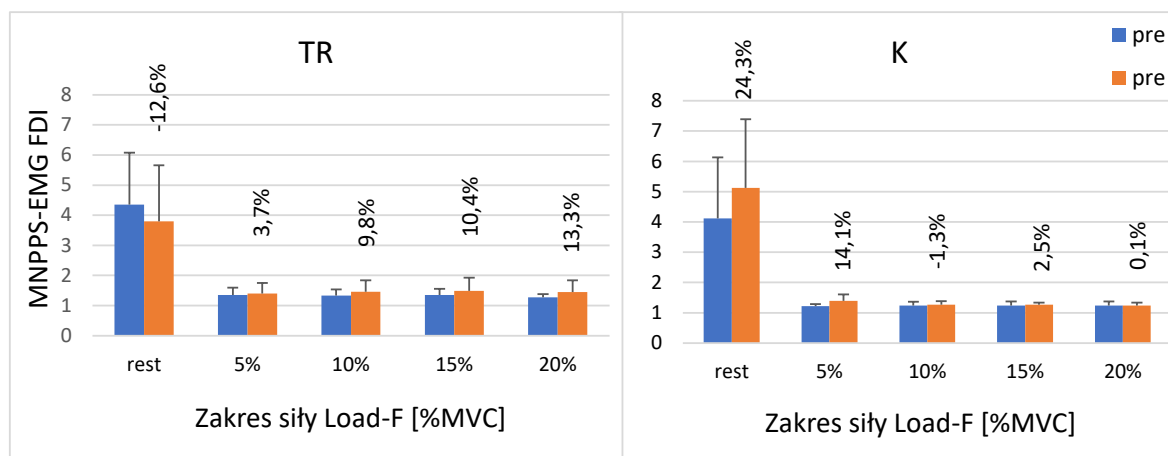
Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MSD-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MSD-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,445	0,007	0,468	0,133	<i>0,426</i>	0,874	0,799	0,827
5%	0,424	0,750	0,239	0,809	<i>0,373</i>	0,943	0,794	0,820
10%	0,062	0,542	0,383	0,081	0,713	0,889	0,903	0,727
15%	0,328	0,459	0,321	0,099	<i>0,323</i>	0,865	0,858	0,655
20%	0,063	0,359	0,692	0,038	<i>0,012</i>	<i>0,564</i>	0,916	0,930

Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MSD-EMG FDI była doskonała dla 50% przypadków, natomiast dla równo 25% była ona na poziomie średnim lub nie do przyjęcia (Tabela 25).

V.2.2.5 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami oraz powtarzalność pomiarów dla MNPPS-EMG FDI na poziomach narastania siły Load-F podczas prób pociągania z siłą 20% MVC

W wyniku analizy statystycznej wartości średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MNPPS-EMG FDI), na poziomach narastania siły podczas prób pociągania z siłą 20% MVC, stwierdzono w obu grupach (TR i K) brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy sesjami pomiarowymi pre a post dla wszystkich poziomów narastania siły pociągania ($p > 0,025$, Rycina 38, Tabela 26). W analizie porównawczej międzygrupowej (TR vs. K) stwierdzono, że w sesji post wartości MNPPS-EMG FDI były istotnie wyższe w grupie K niż w grupie TR na poziomie 0% MVC (tzn. w spoczynku – rest, tuż przed początkiem rozwijania siły) ($p < 0,025$, Rycina 38, Tabela 26). Na pozostałych poziomach narastania siły w sesji post oraz na wszystkich poziomach narastania siły pociągania do poziomu 20% MVC Load-F w sesji pre nie stwierdzono istotnych różnic międzygrupowych ($p > 0,025$, Rycina 38, Tabela 26).



Rycina 38 Wartości średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MNPPS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre

Tabela 26 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MNPPS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego

Poziom siły Load-F	poziom istotności (p) dla porównań wartości MNPPS-EMG FDI				powtarzalność (ICC) dla wartości MNPPS-EMG FDI			
	pre vs. post		TR vs. K		TR		K	
	TR	K	pre	post	pre	post	pre	post
0%-rest	0,515	0,263	0,149	0,045	0,495	0,808	0,058	0,277
5%	0,722	0,127	0,275	0,654	0,510	0,872	0,233	0,021
10%	0,217	0,762	0,460	0,342	0,625	0,843	0,396	0,076
15%	0,232	0,787	0,073	0,342	0,758	0,819	0,934	0,815
20%	0,079	0,987	0,460	0,218	0,178	0,289	0,683	0,835

Różnica istotna statystycznie oznaczona **jako wytłuszczenie wartości p w kolorze czerwonym** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$). Skala interpretacji wyników powtarzalność na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji – ICC (z ang. intraclass correlation coefficient): $< 0,6$ - powtarzalność nie do przyjęcia (*kursywa, kolor czarny*), $0,6-0,79$ - powtarzalność średnia (czcionka standardowa, kolor czarny), $0,8-1,0$ - powtarzalność doskonała (**czcionka wytłuszczona, kolor czarny**) (Hallgren, 2012)

Powtarzalność pomiarów MNPPS-EMG FDI była doskonała dla 35% przypadków, średnia dla 20%, a dla 50% była ona na poziomie nie do przyjęcia (Tabela 26).

V.3 Porównanie pomiędzy sesjami pomiarowymi i pomiędzy grupami dla parametrów oceny neurologicznej opisujących bradykinezję kończyny górnej oraz całościowo oceniających nasilenie symptomów ruchowych choroby Parkinsona

Porównanie wartości punktowych dla parametrów klinicznej oceny neurologicznej bradykinezji kończyny górnej (pozycje 23, 24 i 25 w skali UPDRS) oraz całościowej oceny symptomów ruchowych (suma punktów z pozycji 18-31 w skali UPDRS) obrazuje dla grupy TR wyraźniejszą tendencję do zmniejszenia się w sesji post (w stosunku do sesji pre) ilości punktów w powyższych pozycjach skali UPDRS (Tabela 27), co może wskazywać na pozytywny spadek nasilenia symptomów wskutek zastosowanego cyklu treningowego w grupie TR. Powyższe tendencje znajdują swoje statystyczne potwierdzenie jedynie dla pozycji 23 skali UPDRS. Mianowicie, analiza statystyczna wykazała w grupie TR istotne ($p < 0,025$, Tabela 27) zmniejszenie ilości punktów w sesji post (w stosunku do sesji pre) dla punktacji w pozycji 23 skali UPDRS, która testuje nasilenie bradykinezji kończyny górnej poprzez ocenę punktową funkcji naprzemiennego, szybkiego łączenia kciuka i palca wskazującego i ich prostowania. Natomiast tendencje do różnic międzysesyjnych w grupie TR dla pozostałych parametrów (pozycje 24, 25 i suma punktów 18-31 w skali UPDRS) oraz w grupie K dla wszystkich parametrów klinicznych (pozycje 23, 24, 25 i suma punktów 18-31 w skali UPDRS) nie uzyskały poziomu istotności statystycznej ($p > 0,025$, Tabela 27). W porównaniach międzygrupowych w sesji post nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy grupą TR i K dla żadnego z omawianych powyżej parametrów klinicznych ($p > 0,025$, Tabela 27). W sesji pre stwierdzono istotnie wyższe wartości punktowe dla pozycji 25 skali UPDRS w grupie TR niż w grupie K ($p < 0,025$, Tabela 27), natomiast dla pozostałych parametrów klinicznych (pozycje 23, 24 i suma punktów 18-31 w skali UPDRS) nie wykazano istotnych międzygrupowych różnic ($p > 0,025$, Tabela 27).

Tabela 27 Wartości parametrów oceny neurologicznej opisujących symptom bradykinezji kończyny górnej i całościowo oceniających nasilenie symptomów ruchowych choroby Parkinsona w grupie trenowanej (TR) i kontrolnej (K) w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego, oraz wartości poziomu istotności (p) dla porównań międzysesyjnych (pre vs. post) i międzygrupowych (TR vs. K) dla tych parametrów

Punkt UPDRS	Statystyka opisowa				poziom istotności (p) dla porównań			
					pre vs. post		TR vs. K	
	Grupa	Parametr statystyczny	Wartość pre	Wartość post	TR	K	pre	post
23	TR	Mediana	2	1	0,011	0,480	0,104	0,786
		Min. / Max.	1/3	0/2				
	K	Mediana	1	1				
		Min. / Max.	0/3	0/2				
24	TR	Mediana	1,67	1,08	0,053	0,655	0,211	1,000
		Min. / Max.	1/3	0/2				
	K	Mediana	1,18	1,09				
		Min. / Max.	0/2	1/2				
25	TR	Mediana	2	1,25	0,030	0,655	0,011	0,566
		Min. / Max.	1/3	0/2				
	K	Mediana	1,18	1,09				
		Min. / Max.	1/2	0/2				
Total motor 18-31	TR	Mediana	24	19	0,052	0,041	0,651	0,413
		Min. / Max.	11/36	9/30				
	K	Mediana	21,45	18,09				
		Min. / Max.	9/30	14/22				

UPDRS – ujednoczona skala oceny choroby Parkinsona (z ang. Unified Parkinson’s Disease Scale); **23** – pozycja 23 skali UPDRS testująca nasilenie bradykinezji poprzez ocenę punktową funkcji naprzemiennego, szybkiego łączenia kciuka i palca wskazującego i ich prostowania; **24** – pozycja 24 skali UPDRS testująca nasilenie bradykinezji poprzez ocenę punktową funkcji zamykania i otwierania obu rąk jednocześnie; **25** – pozycja 25 skali UPDRS testująca nasilenie bradykinezji poprzez ocenę punktową funkcji nawracania i odwracaniu rąk ; **Total motor 18-31** – całościowa ocena symptomów ruchowych jako suma punktów z sekcji trzeciej (ruchowej) skali UPDRS, tj. suma punktów z pozycji 18-31; Min. – wartość minimalna; Max. – wartość maksymalna. **Różnica istotna statystycznie** oznaczona jako **wytluszczenie wartości p** (po korekcie Bonferoniego przyjęto za istotną wartość $p \leq 0,025$)

VI Dyskusja

Generalnym celem niniejszej pracy było zbadanie czy raportowany we wcześniejszych doniesieniach naukowych pozytywny wpływ intensywnego wysiłku fizycznego na funkcjonowanie układu nerwowo-mięśniowego (Azafpour i wsp., 2015; Marusiak i wsp., 2015b; Zoladz i wsp., 2014) zaistnieje w zastosowaniu 8-tygodniowego cyklu intensywnego treningu interwałowego (ITI) na cykloergometrze rowerowym u pacjentów cierpiących na chorobę Parkinsona (PD) i czy ten pozytywny wpływ ITI będzie odzwierciedlony w parametrach sygnału elektromiograficznego (EMG) i w parametrach rozwijania siły mięśniowej podczas specyficznych dla PD, dopaminozależnych zadań oburęcznych wykonywanych w przeciwfazie. Powyższe analizy sygnałów EMG i siły, w grupie pacjentów z PD poddanych i nie poddanych powyższemu cyklowi 8-tygodniowego treningu, w sesjach badawczych przed i po okresie cyklu treningowego, pozwoliły podjąć próbę zbadania mechanizmów wpływu intensywnego wysiłku fizycznego na zaburzone procesy sterowania ruchem w PD.

VI.1 Zastosowanie w pracy paradygmatu oburęcznego zadania ruchowego do zbadania wpływu ITI na mechanizmy sterowania ruchem w chorobie Parkinsona

Dla potrzeb niniejszej pracy oszacowano wartości parametrów narastania siły w trakcie generowania siły pociągania z jednoczesną rejestracją siły ściskania kończyną manipulującą (pociągającą) i stabilizującą: tj. siłę pociągania w płaszczyźnie strzałkowej (Load-F) oraz siłę ściskania górnego modułu manipulandum ręką manipulującą (GF-Man) i ściskania dolnego modułu manipulandum ręką stabilizującą (GF-Stab). Zaobserwowany względnie stały wzrost wartości siły pociągania w zakresach od 0% do 100% MVC Load-F, podczas prób z wyzwaniem 100% siły pociągania (Rycina 7) i od 0% do 20% MVC Load-F, podczas prób z wyzwaniem 20% siły pociągania (Rycina 17), sugeruje brak zakłóceń i nieprawidłowości w wykonaniu przez badanych prób pociągania do poziomu 100% MVC i 20% MVC Load-F. Przy analizie niniejszych danych warto zwrócić uwagę na fakt, iż z punktu widzenia sterowania ruchem mamy tu do czynienia z dwoma odrębnymi procesami kontroli ruchu. Sterowanie siłą pociągania w górę, zarówno z siłą maksymalną (100% MVC Load-F) jak i na poziomie submaksymalnym (20% MVC Load-F) jest procesem świadomym, w którym osoba badana koncentruje się na docelowym poziomie siły pociągania jako na głównym parametrze wykonawczym. Ta część zadania

będzie więc w dużej mierze kontrolowana przez układ piramidowy odpowiedzialny za świadomie wykonywane czynności. Drugim procesem jest dostosowanie siły ściskania ręką manipulującą (pociągającą) i stabilizującą do wielkości siły pociągania. Wielkości generowanych dostosowawczo sił ściskania w obu rękach (zarówno w przypadku siły GF-Man jak i GF-Stab) to parametry sterowane w całości podświadomie, ponieważ osoby badane w ogóle nie skupiały się na wielkości wyzwanych oburęcznie sił ściskania, lecz na wielkości docelowego poziomu siły pociągania. Jest to więc proces całkowicie kontrolowany przez układ pozapiramidowy, którego funkcją jest kontrola nad czynnościami ruchowymi nieświadomymi i automatycznymi. Jak wykazano we wcześniejszych badaniach (Ponsen i wsp., 2006, Wu i wsp., 2010a), to właśnie precyzyjne czynności oburęczne, a w szczególności te wykonywane automatycznie w przeciwfazie (jak zadanie ruchowe zastosowane w niniejszej pracy), są najbardziej zależne od stanu funkcjonowania korowych i podkorowych struktur dopaminergicznych i dlatego wykonanie właśnie tych zadań ruchowych jest najbardziej zaburzone w chorobie Parkinsona.

VI.1.1 Wpływ ITI na parametry narastania siły podczas prób wyzwania maksymalnej siły pociągania (100% MVC Load-F)

Dla zadania ruchowego maksymalnego pociągania w górę (100% MVC Load-F), w obu badanych grupach (TR i K) nie odnotowano międzysesyjnych (post vs. pre) różnic w wartościach siły Load-F, GF-Man i GF-Stab na żadnym z poziomów (zakres 0-100% MVC Load-F) narastania siły pociągania (Rycina 7, 8, 9), co sugeruje brak wpływu ITI na powyższe parametry. Jako, że trening wykonywany był głównie z udziałem kończyn dolnych nie można było oczekiwać wystąpienia przyrostu siły maksymalnej w wyniku hipertrofii mięśni dłoni (w tym mięśnia FDI) i przedramienia, których skurcz przekłada się na generowanie powyższych sił. Jednakże należy zwrócić uwagę na fakt, że w badaniach porównujących różne typy głębokiej stymulacji mózgu (DBS – deep brain stimulation) (Alberts i wsp., 2004; Alberts i wsp., 2008) lub porównujących metodę DBS z działaniem leków anty-parkinsonowskich (Salenius i wsp., 2002; Vaillancourt i wsp., 2004), stwierdzono wzrost wartości maksymalnej siły chwytu dłoniowego pod wpływem tych terapii, tzn. w momencie gdy badani byli w „fazie ON” zarówno: na lekach anty-parkinsonowskich, pod wpływem DBS lub przy kombinacji tych rodzajów terapii. Pozwalałoby to oczekiwać, iż jeżeli zmiany wywołane intensywnym treningiem fizycznym

mają podobne oddziaływanie jak zmiany wywołane lekami (poprawa działa układu dopaminergicznego), jak sugerował Alberts i wsp. (2011), to zmiany plastyczne w sterowaniu ruchem spowodowane zastosowaniem w niniejszych badaniach ITI, mogły by prowadzić do zmian również dla parametrów szacowanych podczas zadania ruchowego maksymalnego pociągania. Może jednak być tak, że ośmiotygodniowy cykl treningowy to jeszcze zbyt krótki czas by zauważalne zmiany mogły mieć miejsce.

Mimo braku istotnych międzysesyjnych różnic w próbach na 100% MVC Load-F, na uwagę zasługuje odmienna tendencja występująca w sile ściskania kończyną manipulującą (GF-Man) w obydwu grupach (Rycina 8). Mianowicie, w sesji post wartości GF-Man przejawiały w grupie trenowanej wyraźną tendencję do wzrostu, natomiast w grupie kontrolnej wystąpiła tendencja spadkowa. W sile ściskania kończyną stabilizującą w obu grupach wystąpiły tendencję do nieco niższych wartości w sesji po okresie cyklu treningowego. Tendencje do różnic międzysesyjnych najbardziej widoczne są w grupie TR na początkowych poziomach narastania siły pociągania (0-20% MVC Load-F) gdzie zarówno niższe wartości GF-Stab jak i wyższe GF-Man są bardziej zaznaczone. Nasuwa się tu pytanie, które zjawisko jest bardziej korzystne? Z jednej strony uważa się, że pacjenci z PD mają tendencję do zbyt silnego chwytania przedmiotów niż jest to potrzebne (Berardelli i wsp., 2001) i dlatego przyżyciowo potrafią rozgnieść jajko trzymając je. Z drugiej jednak strony spadek siły chwytu jest przez niektórych autorów uważany za jeden z wczesnych objawów PD, dających się zaobserwować często jeszcze przed wystąpieniem głównych symptomów choroby (Horstink i Morrish, 1999; Ponsen i wsp., 2006). Wierzbicka i wsp., (1991) w swoim badaniu wykazali, że osoby z PD mają problem z rozpoczęciem ruchu i wygenerowaniem wyższych pułapów siły na samym początku skurczu mięśniowego, co może być spowodowane niedostateczną rekrutacją jednostek motorycznych. Powyższe fakty i rozważania mogą sugerować, że stwierdzona w niniejszej pracy w grupie kontrolnej tendencja do spadku siły chwytu w obu rękach (manipulująca i stabilizująca) może być objawem dalszego postępu choroby Parkinsona. Natomiast tendencje do wzrostu wartości GF-Man z jednoczesną tendencją do spadku wartości GF-Stab w grupie trenowanej może odzwierciedlać pozytywny wpływ cyklu treningowego na jakość oburęcznego dostosowania siły ściskania podczas prób wyzwalań 100% MVC Load-F. Podczas prób maksymalnego pociągania, w zastosowanym w niniejszej

pracy paradygmacie zadania ruchowego, konieczne jest adekwatne dostosowanie siły GF-Man do wielkości zadanej siły pociągania aby osiągnąć jak najwyższy poziom tarcia między opuszkami palców i górnym modułem, co zagwarantuje wygenerowanie maksymalnej siły pociągania. Jednocześnie, aby zapewnić stabilizację położenia manipulandum, siła GF-Stab (ściskanie dolnego modułu manipulandum) musi być skalowana odpowiednio do wielkości rozwijanej siły pociągania. Być może tendencja spadkowa wartości GF-Stab w sesji post odzwierciedla proces optymalizacji generowania siły ściskania kończyną stabilizującą. Za taką interpretacją tendencji do zmian międzysesyjnych siły ściskania w obu rękach tego parametru przemawia również tendencja w grupie TR do wyższych wartości gradientu narastania siły GF-Man na początkowych zakresach narastania siły Load-F (0-10% i 10-20% MVC Load-F) połączona ze tendencją do spadku gradientu siły ściskania GF-Stab, oraz tendencje do spadku gradientu siły ściskania w w kończynie manipulującej i stabilizującej w grupie kontrolnej w sesji (Ryciny 11 i 12). Tendencję do niższych wartości GF-Stab rozpatrywać należy oddzielnie. W grupie kontrolnej spadła ona proporcjonalnie do spadku siły GF-Man. W grupie trenowanej mamy do czynienia z tendencją odwrotną co mogłoby sugerować, że poprawiła się zdolność do wykonywania ruchu w przeciw fazie, które jak wykazały badania Wu i wsp. (2010a) są dla chorych na PD szczególnie trudne. Benecke i wsp. (1986) stwierdzili w swoich badaniach, że u pacjentów cierpiących na chorobę Parkinsona w sterowaniu ośrodkowym czynnościami ruchowymi oburęcznymi wykonywanymi w przeciw fazie występuje problem z nakładaniem się różnych programów ruchowych. Tendencja do poprawy wartości gradientu na początkowych zakresach siły GF-Man w grupie trenowanej również mogłaby świadczyć o poprawie zdolności do szybszej mobilizacji jednostek ruchowych mięśni ręki manipulującej, co może sugerować polepszenie w sesji post napędu z ośrodkowego układu nerwowego.

Pamiętać należy tutaj, że przedstawione powyżej rozważania i interpretacje dla wyników w próbie 100% MVC Load-F dotyczą zmian, które miały głównie charakter tendencji (ocenianych na podstawie procentowych zmian wartości analizowanych parametrów, a nie potwierdzonych w większości przypadków poprzez przekroczenie progu $p \leq 0,025$), które przy dłuższym okresie cyklu treningowego być może mogły by się jeszcze bardziej zarysować i uzyskać wówczas poziom istotności statystycznej.

VI.1.2 Wpływ ITI na parametry narastania siły podczas prób wyzwalania siły pociągania do poziomu 20% MVC Load-F

W próbie pociągania do poziomu 20% MVC chcieliśmy sprawdzić jak ITI wpłynie na sposób kontroli czynności ruchowej precyzyjnej. Badanych poproszono o jak najszybsze wykonanie pociągania do poziomu 20% MVC Load-F i po osiągnięciu tego poziomu sił jak najszybsze zrelaksowanie siły. W czasie samego skurczu informacja wzrokowa o zadanym i aktualnym poziomie siły służyła jako informacja zwrotna dla jak najbardziej precyzyjnego wyskalowania siły pociągania, natomiast nie były prezentowane wartości siły ściskania, przez co siła ściskania w obu kończynach przebiegała nieświadomie i kontrolowana była przez układ nerwowy automatycznie. Ze względu na brak zmian międzysesyjnych w wartości 100% MVC Load-F, również w przypadku próby na 20% MVC Load-F nie odnotowano międzysesyjnych różnic w wartościach siły pociągania na poziomie 20% MVC w obu badanych grupach (Rycina 17). Bardziej interesująca były jednak analiza nieświadoma kontroli narastania siły ściskania w obu rękach.

W grupie trenowanej nie odnotowano istotnych międzysesyjnych zmian w zakresie siły ściskania na poszczególnych poziomach rozwijania siły pociągania. W grupie pacjentów poddanych cyklowi treningowemu stwierdzono wyraźne tendencje do wzrostu wartości gradientu narastania siły pociągania (istotny statystycznie w zakresie 15-20% MVC Load-F, Rycina 20) jak i ściskania dla obu rąk (istotne statystycznie w zakresie 15-20% MVC Load-F, Rycina 21, 22). Taki kierunek zmian mógłby świadczyć o tendencji do przestawienia się ze sterowania feedback na sterowanie feedforward w tej grupie, co należy uznać za bardzo korzystną zmianę z punktu widzenia sprawności sterowania ruchem u pacjentów z PD. Tendencję do takich zmian w wyniku intensywnego treningu sugerowali w swoich pracach również Alberts i wsp. (2011), Beal i wsp. (2013) oraz Ridgel i wsp. (2009). Oni również w swoich badaniach odnotowali podobną poprawę w zakresie gradientu narastania siły ściskania. W badaniach tych sprawdzano również różnicę stałości rozmieszczenia palców na manipulandum. Powyżej cytowani badacze raportowali, że po 8-tygodniowym cyklu treningowym na cykloergometrze rowerowym u pacjentów z PD rozmieszczenie palców było bardziej stałe, co autorzy tłumaczyli zmniejszeniem zmienności sposobu wykonywania czynności. Bardziej stały program wykonywania czynności miałyby umożliwić mniejszą zależność od informacji z zewnątrz i bardziej sprawne wykonanie zadanej czynności. W wyżej wspomnianych badaniach (Alberts i wsp. 2011,

Beal i wsp. 2013, Ridgel i wsp. 2009) nie analizowano parametrów siły ściskania na poziomach narastania siły pociągania, lecz wyliczano je dla całego zakresu submaksymalnego poziomu siły. Zaprezentowany w niniejszej pracy nasz sposób analizy parametrów siły pociągania i ściskania na wzrastających co 5% poziomach siły Load-F, pozwala zidentyfikować, w którym momencie krzywa narastania siły jest bardziej stroma. Fakt, że w grupie TR w niniejszej pracy siła narasta bardziej na wyższych poziomach dodatkowo potwierdza prawidłowość doboru poziomu siły do zadania choć może też pokazywać, że badani nadal potrzebowali czasu na „rozpędzenie” skurczu. Wzrost gradientu narastania siły (bardziej stromy przebieg krzywej) ma tu główne znaczenie dla szybszego przechodzenia z jednego poziomu na drugi w próbie po w porównaniu do badania przed cyklem treningowym, co może być związane z poprawą procesów sterowania pracą jednostek motorycznych przez ośrodkowy układ nerwowy.

Wyniki niniejszej pracy pokazują, że w sesji post w grupie kontrolnej zmiana strategii dostosowania siły ściskania do siły pociągania w trakcie wykonania oburęcznego zadania pociągania do poziomu 20% MVC Load-F wygląda nieco inaczej niż w grupie TR. W grupie kontrolnej odnotowaliśmy w sesji post istotny spadek GF-Man na poziomach 15% i 20% MVC Load-F oraz na wszystkich poziomach siły wartości te były istotnie niższe w porównaniu do grupy trenowanej (Rycina 18). W grupie kontrolnej zauważono również istotny spadek przyrostu GF-Man na prawie wszystkich poziomach narastania siły w próbie 20% MVC Load-F (Rycina 21). Powyższym zmianom nie towarzyszyły jednak żadne zmiany w gradiencie narastania siły ściskania w kończynie manipulującej. Nasuwa się tu pytanie czy powyżej przytoczone zmiany w grupie kontrolnej powinno się rozpatrywać jako zmiany negatywne czy pozytywne. Nadmierna siła ściskania, jak już wspomniano, jest uważana za objaw nieprawidłowości w procesach sterowania ruchem związanych z zaburzeniem funkcji precyzyjnego skalowania siły mięśniowej u osób z PD. Nie zmienił się jednak gradient narastania siły, a jedyny zakres siły Load-F, w którym gradient miał tendencję do poprawy w grupie kontrolnej to zakres 10-15% MVC Load-F. Zatem, nie należy tych zmian międzysesyjnych w grupie kontrolnej interpretować jako objaw poprawy procesów sterowania ruchem. Wcześniej omawiany fakt wystąpienia tendencji do niższych wartości GF-Man dla kończyny manipulującej w próbie 100% MVC Load-F i powyżej przedstawione istotnie niższe wartości siły i przyrostu siły GF-Man w próbach rozwijania

siły do poziomu 20% MVC Load-F sugerowałyby raczej, iż badani w grupie kontrolnej mieli raczej problem z wygenerowaniem większej siły ściskania kończyną manipulacyjną, co mogło wynikać albo ze słabszego napędu z OUN albo z problemów z rozdzieleniem funkcji GF-Man i GF-Stab. Jak już też wspomniano spadek siły ściskania jest rozpatrywany jako jeden z wczesnych objawów choroby. Przemawia za tym również fakt, że czas poszczególnych poziomów nie uległ istotnemu skróceniu (Rycina 26, Tabela 15).

Zatem analizując całościowo dla obu grup (TR i K) zachowanie się w sesji post parametrów opisujących narastanie siły ściskania w kończynie manipulującej i stabilizującej należałoby wysnuć raczej pozytywne dla zastosowania ITI wnioski. Mianowicie, brak zmian w kontroli siły GF-Man w grupie TR z jednoczesnym pogorszeniem kontroli siły GF-Man w grupie K, może świadczyć o tym, że brak treningu u pacjentów z PD z grupy kontrolnej mógł działać niekorzystnie poprzez pogłębianie się u nich zmian związanych z progresją choroby Parkinsona, natomiast zastosowanie 8-tygodniowego cyklu ITI w grupie TR mogło przypuszczalnie wpływać na zahamowanie progresji tych niekorzystnych zmian chorobowych. Taki ochronny wpływ intensywnego wysiłku wykazano już w badaniach na zwierzęcych modelach PD gdzie pokazano mniejsze zmiany degeneracyjne w neuronach dopaminergicznym w prążkowiu, wzrost migracji nowych komórek prekursorowych w kierunku uszkodzonych struktur nerwowych i wzrost poziomu czynników neurotroficznym BDNF i GDNF we krwi (Tajiri i wsp., 2009; Zigmond i wsp., 2009). Wzrost poziomu BDNF u osób z PD na skutek ITI wykazano w badaniach Marusiaka i wsp. (2015b).

By móc wprost porównać wyniki naszych badań do wcześniej opisanych w literaturze światowej eksperymentów oceniających wpływ intensywnego wysiłku na funkcje oburęczne u pacjentów z PD (Alberts i wsp., 2011; Beal i wsp., 2013; Ridgel i wsp., 2009) postanowiliśmy zaprezentować też zmiany parametrów narastania siły bez podziału na 5-cio procentowe poziomy siły dla próby submaksymalnej rozwijania 20% MVC Load-F. Zastosowany w niniejszej pracy poziom 20% MVC Load-F koresponduje co do wielkości siły pociągania z regulowanym poprzez elektromagnes oporem użytym przez cytowanych badaczy w ich badaniach (Alberts i wsp., 2011; Beal i wsp., 2013; Ridgel i wsp., 2009). Nasza analiza parametrów narastania siły bez podziału na procentowe poziomy siły, dla próby rozwijania 20% MVC Load-F, pokazała

w grupie trenowanej poprawę w procesie kontroli narastania siły w postaci wyraźnej tendencji do wyższych wartości gradientu i istotnie krótszego czasu trwania przyrostu siły w sesji post w porównaniu do sesji pre (Rycina 27). Istotny faktem jest, że wyżej przytoczone zmiany międzysesyjne nie wystąpiły w grupie kontrolnej. Powyższa poprawa kontroli narastania siły ściskania i czasu przyrostu tej siły w grupie TR, zbadana w naszej analizie parametrów siły bez podziału na procentowe poziomy siły Load-F potwierdza wyniki wcześniejszych doniesień literaturowych o pozytywnym wpływie intensywnego wysiłku fizycznego na parametry siły opisujące koordynację oburęczną w chorobie Parkinsona (Alberts i wsp., 2011; Beal i wsp., 2013; Ridgel i wsp., 2009), ale też jest uwiarygodnieniem omówionych wcześniej (korzystnych z punktu widzenia wpływu ITI na PD) tendencji zmian w parametrach opisujących kontrolę narastania siły ściskania podczas próby 20% MVC Load-F, wykonanej z podziałem na 5-cio procentowe poziomy siły.

VI.1.3 Wpływ ITI na czas opóźnienia między początkiem wyzwalania siły ściskania kończyny manipulującej i stabilizującej podczas próby 20% MVC Load-F

Pomiar opóźnienia rozpoczęcia chwytu pomiędzy kończyną stabilizującą i manipulującą ($TGF-lat_{MAN-STAB}$) w próbie 20% MVC miał na celu sprawdzenie czy pod wpływem ITI nastąpiła poprawa w zakresie koordynacji między obu kończynami górnymi. W badaniu post zanotowano bardzo wyraźną tendencję (bliską poziomemu istotności statystycznej) do skrócenia czasu opóźnienia w grupie trenowanej, przy jednoczesnym braku zmian w grupie kontrolnej (Rycina 28). Jednocześnie, czas $TGF-lat_{MAN-STAB}$ w badaniu post był istotnie krótszy w grupie TR niż w grupie K (Rycina 28), co uwiarygadnia interpretację o pozytywnym wpływie ITI na skrócenie czasu $TGF-lat_{MAN-STAB}$ w grupie trenowanej. Potwierdza to również wynik podobnych pomiarów przeprowadzonych we wcześniejszych badaniach opisanych przez inne grupy badawcze (Alberts i wsp., 2011; Beall i wsp., 2013; Ridgel i wsp., 2009). Intensywny trening fizyczny zastosowany w badaniach przywołanych powyżej był również treningiem rowerowym i wykonywany był podobnie jak w niniejszej pracy, tzn. miał intensywność większą od wolicjonalnej. Różnica polegała na tym, iż był to trening ciągły a większą intensywność uzyskano poprzez współpracę z trenerem, który jechał z badanym na tandemie, aktywnie pomagając mu osiągnąć wymaganą intensywność. Wspomniani badacze (Alberts i wsp., 2011; Beall i wsp., 2013; Ridgel i wsp., 2009) uznali, że taki aktywnie wspomagany wysiłek fizyczny dostarcza bardzo intensywnych bodźców

aferentnych, a duże grupy mięśni zaangażowane w pracę wspomagają większe przekrwienie obszarów w mózgu, zaangażowanych w kontrolę ruchu (jądra podkorowe, zakręt obręczy), które mogą spowodować zmiany neuroplastyczne w tych obszarach mózgu. Stwierdzone przez cytowanych badaczy skrócenie czasu opóźnienie GF-Man do GF-Stab w połączeniu z bardziej stałym rozmieszczeniem palców na manipulandum i poprawą w zakresie gradientu narastania siły, u pacjentów z PD z grupy trenowanej, były przez tych badaczy interpretowane jako objaw poprawy zręczności i koordynacji obustronnej. W opisanych przez Ridgel i wsp. (2009) badaniach przeprowadzono również pomiar tych samych parametrów cztery tygodnie po zakończeniu cyklu treningowego i stwierdzono że zbadana w sesji tuż po cyklu treningowym poprawa powyższych parametrów w grupie trenowanej utrzymała się, co przemawia za zajściem bardziej trwałych zmian w mechanizmach sterowania ruchem u pacjentów z PD poddanych programowi intensywnego wysiłku fizycznego. W niniejszej pracy nie przeprowadzono takich pomiarów longitudinalnych, jednak w przyszłości jest to na pewno aspekt, który warto zweryfikować, aby móc określić optymalne dozowanie pozwalające na uzyskanie zmian i utrzymanie ich przez możliwie długi czas w zależności od możliwości osób cierpiących na chorobę Parkinsona.

VI.2 Zastosowanie w pracy analizy kształtu iglic elektromiogramu do zbadania wpływu ITI na mechanizmy sterowania ruchem w chorobie Parkinsona

By móc podjąć próbę oceny zmian mechanizmów sterowania ruchem w wyniku zastosowanego cyklu treningowego ITI, obok pomiarów siły zmierzono aktywność bioelektryczną mięśnia FDI (EMG - elektromiografia). Mięsień ten odgrywa kluczową rolę w czasie dostosowywania siły chwytu szczypcowego przy unoszeniu przedmiotów (Brandel, 1970). Obraz EMG jest odzwierciedleniem pobudzenia mięśni ze strony ośrodkowego układu nerwowego. Siła generowana przez mięsień zależy więc będzie nie tylko od składu włókien mięśniowych i kąta w stawie ale też w dużej części od mechanizmów aktywacji jednostek motorycznych (De Luca, 1997). Wzrost generowanej przez mięsień siły może być osiągnięty poprzez jeden z trzech mechanizmów: wzrost rekrutacji nowych jednostek motorycznych (im więcej nowych jednostek lub im większe jednostki motoryczne tym większa siła), wzrost częstotliwości wyładowań jednostek motorycznych lub synchronizację wyładowań jednostek motorycznych. By móc lepiej rozróżnić te trzy mechanizmy w pracy tej posłużono się analizą średniego kształtu iglic (SSA – spike shape analysis), która jak

opisano we wcześniejszych badaniach, w porównaniu do standardowych analiz ma większy potencjał rozróżnienia tych strategii, szczególnie dla sygnałów niestacjonarnych również na niższych poziomach rozwijanej siły mięśniowej (poniżej 50% MVC) (Gabriel, 2000; Gabriel i wsp., 2007; Marusiak i wsp., 2015a). Do analizy kształtu iglic użyto pięciu parametrów: MSA (mean spike amplitudę - średnia amplituda iglic), MSF (mean spike frequency - średnia częstotliwość iglic), MSS (mean spike slope - średnie nachylenie krzywych iglic), MSD (mean spike duration - średni czas trwania iglicy) i MNPPS (mean numer of peaks per spike - średnia liczba szczytów na iglicę). W chorobie Parkinsona występują problemy ze skalowaniem napędu centralnego, zarówno dla skurczów izotonicznych (Hallet i Khoshbin, 1980; Vaillancourt i wsp., 2004) jak izometrycznych (Wierzbicka i wsp., 1991). Wierzbicka i wsp. (1991) wykazali w PD niedostateczną aktywację mięśnia agonistycznego, która była powiązana z występowaniem symptomu bradykinezji. Najprawdopodobniej, mechanizmem stojącym za nieprawidłową aktywacją mięśnia agonistycznego była zaburzona rekrutacja jednostek motorycznych. Jednakże, jak dotąd brakuje w literaturze przedmiotu szczegółowych analiz mechanizmów zaburzeń sterowania ruchem w PD, z wykorzystaniem analizy kształtu iglic elektromiogramu (SSA).

VI.2.1 Wpływ ITI na parametry kształtu iglic elektromiogramu podczas prób wyzwalania maksymalnej siły pociągania (100% MVC Load-F)

W próbie na 100% MVC Load-F, w grupie trenowanej, wraz ze wzrostem generowanej siły pociągania i adekwatnie do niej wzrastającej siły ściskania, zauważalne były tendencje do wyższych wartości MSA, MSS, MSD i MNPPS (najbardziej wyraźna tendencja dla MSA i MSS, która zgodna była z tendencjami wzrostu parametrów siły) z jednoczesną tendencją do niższych wartości MSF w sesji post vs. pre (Ryciny 29-33). Zgodnie z interpretacją Gabriela i współautorów (2007) (Tabela 4, strona 51 w tej pracy), wyższe wartości MSS mogą oznaczać wzrost rekrutacji jednostek o wyższym progu pobudliwości. Powyższa tendencja w MSS mogłaby oznaczać zmiany w aktywności OUN, gdyż jak wykazano w badaniach z pomiarem MEG (magnetoencefalografia) osoby z PD mają problem z koherencją na wyższych poziomach aktywności mózgu co miało utrudniać rekrutację większych jednostek motorycznych. Problem ten częściowo zniknął po podaniu preparatów levodopy (Salenius i wsp., 2002). Biorąc jednak pod uwagę systematyczny wzrost MSS i MSA w miarę wzrostu siły, połączony z tendencją do wzrostu MSD i spadku

MSF należy skłonić się ku interpretacji, że wiodącą strategią wzrostu generowanej siły jest tu wzrost synchronizacji wyładowań jednostek motorycznych. Powyższa interpretacja była by zgodna ze stwierdzeniem, że małe mięśnie, takie jak FDI, rekrutują nowe jednostki motoryczne mniej więcej do poziomu 30% MVC (Gabriel i wsp., 2007). Wzrost MNPPS nie pasuje w swej tendencji do wspomnianej strategii sterowania na bazie łączonej analizy zachowania parametrów kształtu iglic elektromiogramu (Gabriel i wsp., 2007). Jednakże, należy podkreślić że wyniki analizy dla MNPPS należy traktować z dużym poziomem sceptycyzmu, ponieważ powtarzalność dla tego parametru była w większości przypadków nie do przyjęcia. Zatem pomijając tendencje międzysesyjne dla MNPPS, a biorąc pod uwagę jedynie te bardziej prawdopodobne tendencje do zmian w sesji post dla pozostałych parametrów SSA elektromiogramu w grupie trenowanej, można wysnuć przypuszczenie, że ITI wpłynął pozytywnie na mechanizmy sterowania siłą ściskania w grupie TR najprawdopodobniej poprzez mechanizm synchronizacji i rekrutacji jednostek motorycznych.

Ciekawym jest fakt, że w próbie 100% MVC Load-F w grupie kontrolnej, wystąpiły w większości parametrów dokładnie odwrotne tendencje niż w grupie trenowanej (Ryciny 29-33). Mianowicie, dla MSF wykazano nieznaczną tendencję wzrostową, którą uzasadnia tendencja do równie nieznacznego na większości poziomów Load-F spadku wartości MSD. Natomiast, znaczny spadek w grupie K, w sesji post, zanotowano dla MSA, który to spadek w zakresie narastania siły Load-F od 10% do 80% MVC uzyskał poziom istotności statystycznej (Rycina 29). Wartości tego parametru wzrastają na kolejnych poziomach Load-F, ale nie tak wyraźnie i dynamicznie jak w grupie trenowanej. Odnotowany w grupie kontrolnej w sesji post spadek wartości MSA i tendencja spadkowa MSS znajduje odzwierciedlenie w niższych wartościach GF-Man, co może tłumaczyć sugerować przyczyny spadku GF-Man w grupie kontrolnej. Mianowicie powyższe tendencje spadkowe u pacjentów nie poddanych cyklowi treningowemu mogą być wynikiem pogorszenia zdolności rekrutacji większej ilości jednostek motorycznych o wyższym progu pobudliwości, co mogło by sugerować dalszy postęp choroby Parkinsona w grupie nie poddanej treningowi.

VI.2.2 Wpływ ITI na parametry kształtu iglic elektromiogramu podczas prób wyzwalań siły pociągania do poziomu 20% MVC Load-F

W zadaniu pociągania w płaszczyźnie strzałkowej z siłą równą 20% MVC również wykazano odmienne dla grup tendencje międzysesyjnych zmian w parametrach SSA sygnału EMG (Ryciny 34-38). W grupie trenowanej podobnie jak w próbie na 100% MVC zaobserwowano tendencję spadkową w zakresie MSF, której spadek wynosił 9-15% dla poszczególnych poziomów narastania siły Load-F. Z uwagi na znaczny poziom odchylenia standardowego spadek ten nie osiągnął istotności statystycznej na żadnym z poziomów Load-F. Wyraźne tendencje wzrostowe dla MSD, MSA i MSS przemawiają za wzrostem udziału synchronizacji wyładowań jednostek motorycznych jako wiodącej strategii sterowania poziomem rozwijanej siły. Powyższa sugestia o roli synchronizacji jednostek motorycznych jako mechanizmu kompensującego zaburzony przez patomechanizm PD ośrodkowy proces rekrutacji jednostek motorycznych, znajduje potwierdzenie w wynikach pracy Wierzbickiej i współautorów (1991). W pracy Alberta i wsp. (2011) stwierdzono u pacjentów z PD (w porównaniu do osób zdrowych) pogorszenie korelacji pomiędzy siłą chwytu szczypcowego, a amplitudą sygnału EMG. Autorzy uznali, że większa u osób z PD rozbieżność pomiędzy wzrostem siły, a wzrostem amplitudy sygnału EMG niż u osób zdrowych może przemawiać za wzrostem synchronizacji wyładowań jednostek motorycznych w celu zwiększenia poziomu generowanej siły. W niniejszej pracy powyższa zależność jest widoczna szczególnie w postaci skojarzonego wzrostu parametrów MSA i MSS na wzrastających kolejnych poziomach siły. Taki systematyczny wzrost tych parametrów elektromiogramu w grupie trenowanej sugeruje również przestawienie się procesów sterowania ruchem ze strategii feedback na bardziej korzystną strategię feedforward. Zgodnie z tą ostatnią strategią pacjenci z grupy TR nie polegają w kontroli ruchu na informacji zwrotnej z obwodu przy dopasowaniu siły skurczu aby poprawnie wykonać zadanie, ale w sposób płynny generują zadaną i wcześniej zaplanowaną przez OUN wartość siły bez (lub w mniejszym stopniu) konieczności posiłkowania się „dostrzałami” siły w trakcie już wykonywanego skurczu mięśniowego. Taki „dostrzał” siły na bazie informacji zwrotnej w PD opisywany był w literaturze jako objaw nieprawidłowości w procesie aktywacji jednostek motorycznych, wywołany patomechanizmem w PD (Wierzbicka i wsp., 1991). Zatem, w grupie trenowanej przestawienie się na korzystniejszą strategię sterowania

ruchem jest objawem pozytywnego wpływu zastosowanego w tej grupie cyklu treningowego ITI na ośrodkowe i obwodowe mechanizmy sterowania aktywacją jednostek motorycznych.

Podobnie jak w próbie na 100% MVC Load-F, odmienne tendencje do zmian międzysesyjnych w parametrach SSA sygnału EMG, zaobserwowano w grupie nie poddanej treningowi (Ryciny 34-38). Mianowicie, w grupie kontrolnej wystąpiła tendencja do wzrostu w sesji post wartości MSF (które w badaniu post na poziomie 20% były istotnie wyższe w porównaniu do grupy TR), przy jednoczesnym spadku wartości MSD, MSA i MSS. W grupie kontrolnej, te tendencje do zmian międzysesyjnych osiągnęły na kilku poziomach siły Load-F istotność statystyczną. Niższe wartości MSD dla ostatnich dwóch poziomów siły potwierdzają tendencję wzrostową MSF, która ze względu na znaczne wartości odchyłeń standardowych nie uzyskała poziomu istotności statystycznej. Powyższe zmiany międzysesyjne w parametrach SSA sygnału EMG, ze względu na ich przeciwne kierunki w grupach, mogą świadczyć o różnych dla obu grup mechanizmach sterowania ruchem, które stoją z procesami dostosowywania siły ściskania do narastania siły pociągania w próbie 20% MVC Load-F. Powyższe tendencje międzysesyjnych zmian w parametrach SSA sygnału EMG mogą wskazywać na to, że w grupie kontrolnej mechanizm sterowania poziomem generowanej siły ściskania odbywał się głównie poprzez wzrost częstotliwości wyładowań jednostek motorycznych. Mechanizm ten zabezpiecza zapewne w grupie kontrolnej możliwość sterowania mniejszymi, bardziej precyzyjnymi jednostkami motorycznymi o niższym progu pobudliwości (Gabriel i wsp., 2007), w ramach kompensacji problemów z rekrutacją dużych jednostek motorycznych lub w ramach adaptacji do występowania tych zaburzeń w PD (Salenius i wsp., 2002; Wierzbicka i wsp., 1991). Wyniki badań Gabriela i wsp. (2007) potwierdzają powyższą interpretację, ponieważ przywołani badacze stwierdzili, że spadek wartości MSS może być dodatkowym przejawem większych problemów z rekrutacją większych jednostek (Gabriel i wsp., 2007). Niższe, nie rosnące wyraźnie z poziomem na poziom wartości zmian MSA i MSS mogą przemawiać za większą potrzebą opierania się na informacji zwrotnej z zewnątrz. Powyższe zachowanie się parametrów MSA i MSS idzie w parze ze zmianami gradientu narastania siły Load-F, który w tej grupie najwyższą wartość osiągnął na poziomie 10-15% Load-F podczas gdy w grupie TR miał stałą wyższą wartość w szerokim zakresie od 5% do 20% MVC Load-F. Ten krótki wzrost

aktywności EMG w grupie K może być przejawem „dostrzału” w wyniku reakcji na zbyt niską rekrutację jednostek motorycznych na początku skurczu.

VI.2.3 Wpływ ITI na parametry kształtu iglic elektromiogramu zarejestrowane w spoczynku (0% MVC Load-F)

Wprawdzie spoczynkowa czynność bioelektryczna mięśnia FDI (tzn. aktywność EMG na poziomie 0% MVC Load-F, zarejestrowana tuż przed rozpoczęciem wyzwalania siły mięśniowej) nie jest głównym przedmiotem zainteresowania niniejszej pracy, należy jednak odnotować, że również w tym aspekcie sterowania ruchem zauważono pewne różnice w zmianach międzysesyjnych pomiędzy obiema grupami. W grupie TR, w sesji post, zauważono tendencję do wyższych wartości MSF niższych MSA, MSD i MNPPS, natomiast dla MSS tendencja do wzrostu była praktycznie pomijalna. Dla grupy kontrolnej wystąpiły istotnie wyższe wartości MSD oraz tendencja do wyższych wartości dla MSS i MNPPS, z kolei dla MSA wystąpiła tendencja do niższych wartości w sesji post, natomiast dla MSF tendencja do wzrostu była praktycznie pomijalna. Biorąc pod uwagę odmienny w obu grupach kierunek zmian międzysesyjnych, a w tym głównie dla MSD i MSF, oraz fakt istotnie niższych w grupie kontrolnej w sesji post wartości MSD, można wywnioskować za Gabrielem i wsp. (2007) (Tabela 4, strona 51), że w grupie kontrolnej w spoczynku doszło do spadku częstotliwości wyładowań jednostek motorycznych natomiast w grupie trenowanej ten spadek nie wystąpił. Ten brak spadku częstotliwości wyładowań jednostek motorycznych w spoczynku w grupie TR należy traktować jako pozytywny aspekt wpływu ITI na mechanizmy zapewniające zwiększenie gotowości do szybszej aktywacji jednostek motorycznych (Brandel, 1970), przypuszczalnie poprzez wzrost korowego potencjału gotowości (BP- *bereitschaft* Potencjał, który normalnie ulega pogorszeniu u osób z PD dotkniętych bradykinezją)(Berardelli i wsp., 2001). Zmiany takie mogłyby mieć znaczenie dla w łagodzenia objawu bradykinezji poprzez zwiększenie łatwości w inicjacji ruchu. Sugerowane na bazie spoczynkowego sygnału EMG w grupie trenowanej zjawisko zwiększenia gotowości do szybszej aktywacji jednostek motorycznych może być jedną z przyczyn skrócenia czasu opóźnienia pomiędzy początkiem wyzwalania siły ściskania w kończynie manipulującej i stabilizującej w tej grupie, stwierdzonego w niniejszej pracy. Według naszej wiedzy dotychczas przeprowadzono tylko jedną próbę oceny spoczynkowej aktywności bioelektrycznej mięśni u osób z PD przy użyciu SSA. Badanie to było

skierowane na ocenę mechanizmów stojących za powstawaniem drżenia spoczynkowego w chorobie Parkinsona. Wykazano w nim większą wrażliwość metody SSA w porównaniu z tradycyjnie używanymi RMS, MdF i MF (Marusiak i wsp., 2015a), co daje potwierdzenie dobrego kierunku analiz sygnału EMG zastosowanego niniejszej pracy. Podsumowując analizę zmian międzysesyjnych w parametrach SSA spoczynkowego sygnału EMG w grupie TR i K, należy stwierdzić że zmiany te częściowo potwierdzają pozytywny wpływ ITI na procesy kontroli aktywnością mięśnia FDI w grupie trenowanej.

VI.3 Wpływ ITI na parametry klinicznej oceny bradykinezy kończyny górnej oraz na całościową ocenę symptomów ruchowych choroby Parkinsona

Przeprowadzona w niniejszej pracy ocena kliniczna w obu grupach badanych miała na celu sprawdzenie na ile zmiany zaobserwowane w obiektywnym badaniu laboratoryjnym oburęcznych funkcji manipulacyjnych znajdą odzwierciedlenie w subiektywnym, ale częściej stosowanym badaniu klinicznym bradykinezy kończyny górnej i całościowej ocenie symptomów ruchowych choroby Parkinsona. Międzysesyjne porównania wartości punktowych dla parametrów oceniających bradykinezę kończyny górnej (pozycje 23, 24 i 25 w skali UPDRS) oraz dla całościowej oceny symptomów ruchowych (suma punktów z pozycji 18-31 w skali UPDRS) wykazały w grupie trenowanej tendencję do poprawy powyżej wspomnianych symptomów w sesji post. Dla grupy kontrolnej nie zaobserwowano tendencji zmian międzysesyjnych dla żadnego z powyżej omówionych parametrów klinicznych. Wszystkie trzy pozycje skali UPDRS, oceniające bradykinezę kończyny górnej, wykorzystywały szybkie ruchy rąk, a tendencja do niższego wyniku w sesji post może sugerować poprawę w grupie trenowanej w zakresie bradykinezy kończyny górnej na skutek przeprowadzonego w tej grupie cyklu treningowego ITI. Należy jednak zaznaczyć, że spośród powyższych tendencji do pozytywnych zmian, istotność statystyczną uzyskał jedynie spadek w sesji post dla ilości punktów w pozycji 23 skali UPDRS, natomiast tendencja do spadku dla punktacji w pozycji 25 skali UPDRS była bardzo bliska uzyskania poziomu istotności statystycznej. Zadanie ruchowe testujące bradykinezę w pozycji 23 skali UPDRS, polegające na szybkim łączeniu i rozłączaniu kciuka i palca wskazującego, najlepiej koresponduje z zastosowanym w niniejszej pracy w badaniu laboratoryjnym paradygmatem oburęcznego zadania ruchowego rozwijania siły pociągania z jednoczesnym dostosowywaniem siły ściskania, trzymając górny i dolny moduł manipulandum chwytem

szczypcowym. Wyniki niniejszej pracy potwierdzają rezultaty badań już wcześniej cytowanych badaczy (Alberts i wsp., 2011; Beall i wsp., 2013; Ridgel i wsp., 2009), w których to pracach oceniano u pacjentów z PD wpływ treningu fizycznego na tandemie rowerowym, o wymuszonej wyższej intensywności, na bradykinezę ocenianą w skali UPDRS. Testowane w tych pracach pozycje skali UPDRS to pozycje 23-26 i 31, które ujmowały ocenę bradykinezji kończyny górnej i dolnej oraz całego ciała. Zanotowano u powyżej przywołanych badaczy poprawę punktową we wszystkich wymienionych parametrach klinicznej oceny bradykinezji u trenowanych pacjentów z PD. Była to podobna poprawa do tej zaobserwowanej po podaniu preparatów levodopy (Ridgel i wsp., 2009) lub wszczępieniu aparatu do głębokiej stymulacji mózgu (Alberts i wsp., 2008; Alberts i wsp., 2004). W badaniach Wu i wsp. (2010a), z pomiarem aktywności poszczególnych struktur układu sterowania ruchem, wykazano, że aktywność dodatkowej kory ruchowej (SMA) była odwrotnie proporcjonalna do wyników oceny punktowej bradykinezji w skali UPDRS (tzn. im wyższa aktywność SMA tym mniejsze nasilenie symptomów bradykinezji w skali UPDRS). Zatem, stwierdzona w niniejszej pracy poprawa w klinicznych parametrach dla zadań oceniających bradykinezę kończyny górnej mogłaby pośrednio sugerować większą aktywność SMA w kontroli ruchem. Ponieważ aktywność SMA jest bardzo mocno zależna od poziomu dopaminy i jakości działania szlaków dopaminergicznych, to powyższe wyniki niniejszej pracy mogą pośrednio świadczyć o pozytywnym wpływie ITI na funkcjonowanie układu dopaminergicznego u pacjentów z PD poddanych cyklowi treningowemu.

VI.4. Rozważania nad mechanizmami pozytywnych zmian w sterowaniu ruchem na skutek zastosowanego cyklu treningowego ITI u pacjentów cierpiących na PD

Szczegółowa analiza mechanizmów wpływu ITI na poprawę funkcjonowania układu nerwowo-mięśniowego i kontrolę ruchu w PD, wymaga wprawdzie dokładnego omówienia patomechanizmu zaburzeń sterowania ruchem w chorobie Parkinsona. Według niektórych autorów głównym problemem prowadzącym do bradykinezji w chorobie Parkinsona są trudności z przywracaniem i egzekucją programów motorycznych nie zaś same procesy przygotowawcze (Benecke i wsp., 1986). Zmniejszony napęd motoryczny powoduje wydłużenie czasu ruchu i problem z rozwinięciem odpowiedniego poziomu siły i z deaktywacją mięśni po ruchu. Jest to również związane ze zmniejszonym torowaniem na szlaku korowo-rdzeniowym (Benecke i wsp., 1986; Latash i wsp., 1995; Valls-Sole i

Valldeoriola, 2002; Viallet i wsp., 1987). Berardelli i wsp. (2001) opisywali problemy z szybkim rozwojem siły w zadaniu z chwytniem i podnoszeniem przedmiotu. Zauważyli, że badani ściskają bardziej niż jest to konieczne a przyczyn bradykinezji dopatrywali się głównie w problemie ze skalowaniem dynamiki rozwoju siły, informacji sensorycznej i parametrów ruchu. W innych licznych badaniach zauważono niedostateczną aktywację agonistów, przez co wymagane były dodatkowe salwy aktywacji by osiągnąć wymagany poziom siły. Inni badacze opisywali również w PD zaburzenia trójfazowego wzorca aktywacji agonistów i antagonistów (Santens i wsp., 2003; Vaillancourt i wsp., 2004; Valls-Solle i Valldeoriola, 2002; Viallet i wsp., 1987; Wierzbicka i wsp., 1991;). Lukos i wsp. (2013) przeanalizowali procesy sterowania ruchem u pacjentów z PD z wykorzystaniem paradygmatu zadania chwytania wirtualnego obiektu. U badanych zauważono problem z ruchami bardziej skomplikowanymi, szczególnie jeżeli były prowadzone bez kontroli wzrokowej, stwierdzono również zaburzenia stabilności ruchu i koordynacji ręka-oko. Autorzy uważają, iż jest to związane z zaburzeniami segregacji w pętach neuronalnych pomiędzy korą a jądrami podstawy oraz deficycie propriocepcji ręki i ramienia. Wskazują oni (Lukos i wsp., 2013) również na wzrost znaczenia pętli mózdkowo-wzgórzowo-korowej. Wzrost znaczenia tej pętli w kontroli ruchu u osób z PD opisali również Wu i wsp. w swoich pracach z badaniem aktywności i łączności funkcjonalnej (Wu i wsp., 2010a; Wu i wsp., 2010b; Wu i wsp., 2011). Powyżej przywołani badacze wykazali również spadek aktywności dodatkowego pola ruchowego i wzrost aktywności kory przedruchowej i skroniowej co również potwierdzone było w innych badaniach (Herz i wsp., 2013; Wu i wsp., 2010a; Zhao i wsp., 2013). Oznaczałoby to, że głównymi przyczynami problemów z czynnościami ruchowymi w PD (również tymi najtrudniejszymi, oburęcznymi wykonywanymi w przeciwfazie) są dysfunkcje SMA (suplementarny motor area-dodatkowe pole ruchowe), i jąder podstawy, anormalne interakcje sieci neuronalnych w mózgu i zaburzenia sieci związanych z uwagą. Osoby z PD potrzebują znacznie większej aktywności w różnych obszarach mózgu i zwiększonej liczby połączeń w innych niż u osób zdrowych regionach by skompensować te dysfunkcje (Wu i wsp., 2010a). Oprócz zmian aktywności wykazano również modyfikacje w łączności funkcjonalnej w spoczynku (Baradaran i wsp., 2013; Helmich i wsp., 2010) i ruchu (Wu i wsp., 2010b). W przeciwieństwie do osób zdrowych, u osób z PD w miarę z automatyzacją czynności

ruchowej, aktywność SMA, mózdzku i kory motorycznej zakrętu obręczy nie maleje, a wzrost łączności pomiędzy zaangażowanymi sieciami neuronalnymi jest niewystarczający do efektywnego przeprowadzenia i automatyzacji bardziej skomplikowanych sekwencji ruchowych (Wu i wsp., 2010b; Wu i wsp., 2011). Widoczne jest to szczególnie w deficycie łączności funkcjonalnej skorupy i sieci mózgu (Wu i wsp., 2010b). U osób z chorobą Parkinsona wykazano spadek łączności funkcjonalnej skorupy z pierwszorzędną korą ruchową, SMA, wyspą i mózdzkiem oraz spadek aktywności DLPC (dorsolateral prefrontal cortex - grzbietowo boczna kora przedczołowa) i jej łączności z pierwszorzędną korą ruchową, SMA i PMC (premotor cortex - kora przedruchowa). Skorupa i DLPC są strukturami kluczowymi dla efektywnego przeprowadzenia ruchów oburęcznych w przeciwfazie. Skorupa jest najbardziej dotknięta deficytem dopaminy strukturą prążkowiec (Wu i wsp., 2011). Jest ona też kluczową strukturą modulującą funkcję układu pozapiramidowego, a w tym struktur korowych tego układu, w szczególności modulująca funkcję SMA (Ponsen i wsp. 2006). Rascol i wsp. (1994) wykazali wyraźny związek pomiędzy podawaniem levodopy a aktywnością SMA w czasie ruchu. Pokazuje to zależność układu pozapiramidowego od poziomu DA i funkcji prążkowiec. Może to mieć związek z opisywanymi w chorobie Parkinsona problemami z czynnościami oburęcznymi, łączeniem różnych programów ruchowych i wykonywaniem dwóch czynności jednocześnie (Benecke i wsp., 1986; Schwab i Chafetz, 1954; Talland i Schwab, 1964; Wu i wsp., 2010a).

W licznych przeprowadzonych dotychczas badaniach na modelach zwierzęcych i osobach z chorobą Parkinsona wykazano potencjał intensywnego treningu fizycznego na plastyczność układu nerwowego i funkcje motoryczne (Alberts i wsp., 2011; Marusiak i wsp., 2015b; Petzinger i wsp., 2007; Tajiri i wsp., 2009; Zoladz i wsp., 2014). W niniejszej pracy dało się również zauważyć zmiany lub tendencje do zmian sugerujące poprawę egzekucji czynności ruchowych oburęcznych w przeciwfazie na skutek intensywnego treningu interwałowego. U podstaw tych zmian leżeć może wzrost przepływu krwi w obszarach zaangażowanych w sterowanie ruchem (zakręt obręczy, jądra podkorowe, kora sensomotoryczna) wywołany poprzez pracę z zaangażowaniem dużych grup mięśniowych (Petzinger i wsp., 2013). Zwiększona angio- i waskulogeneza struktur mózgu i zmiany przepuszczalności bariery krew-mózg zwiększają dostęp neurotrofin takich jak BDNF dla uszkodzonych w PD struktur. Wykazany we wcześniejszych badaniach wzrost stężenia

BDNF, spadek czynników zapalnych we krwi i poprawa symptomu sztywności parkinsonowskiej, skojarzona ze zmniejszeniem sztywności mięśniowej (zmierzonej za pomocą miotonometrii) na skutek ITI u osób z PD (Marusiak i wsp., 2015b; Zoladz i wsp., 2014) pozwala przypuszczać, że odnotowane w niniejszej pracy zmiany w analizowanych parametrach mogą być związane ze zmianami neuroplastycznymi w uszkodzonych przez PD strukturach, zwłaszcza, że pozytywne zmiany w parametrach sygnału EMG i siły były zgodne z pozytywnymi zmianami parametrów klinicznych opisujących w skali UPDRS bradykinezę kończyny górnej. Opisane wcześniej bardziej ekonomiczne dozowanie dopaminy w układzie nerwowym na skutek ćwiczeń (Tillerson i wsp., 2003) i spadek aktywności transferazy dopaminy (SAT- striatal dopamine transporter) (Petzinger i wsp., 2013) powodujące zwiększenie dostępności tego neuromediatora dla struktur dopaminozależnych takich jak skorupa. Za faktycznym zachodzeniem zmian neuronaprawczych i neuroprotektoryjnych w tych strukturach oprócz różnic w mechanizmach sterowania rozwojem siły pokazanym pod postacią zmian w sygnale EMG i gradientu narastania siły przemawia również poprawa w zakresie opóźnienia GF-Man w stosunku do GF-Stab w grupie trenującej. Jest to parametr odzwierciedlający koordynację obustronną zależną od skorupy, co sugeruje poprawę funkcjonowania tejże struktury lub sieci neuronalnych, w które jest zaangażowana.

Ridgel i wsp. (2009) w swojej pracy zasugerowali, że rytmiczność wykonywanej pracy na cykloergometrze i wysoka intensywność prowadzą do większego, w porównaniu z treningiem o mniejszej intensywności, dopływu informacji aferentnej. Te dwa czynniki odgrywają, zdaniem autorów, dużą rolę w zachodzących zmianach neuroplastycznych. Udziału rytmiczności ruchu na bieżni w stymulacji jąder podkorowych dopatrywali się też Hermann i wsp. (2007). W zaprezentowanych przez nich badaniach z zastosowaniem u pacjentów z PD sześciotygodniowego treningu na bieżni z odciążeniem wykazano 24% poprawę w skali UPDRS i 13% poprawę szybkości chodu (Herman i wsp., 2007). Biorąc pod uwagę zwiększoną zależność osób z PD od informacji z obwodu (Zhao i wsp., 2013), połączoną ze wzrostem znaczenia pętli mózdkowo-wzgórzowo-korowej (Lukos i wsp., 2013), która mocno polega na informacji aferentnej (Jueptner i Weiler, 1998), można przypuszczać, że taki wzmożony napływ informacji czuciowej mógł mieć wpływ na zmiany w funkcji układu nerwowego również w badaniu prezentowanym w tej pracy. We

wcześniejszych badaniach podkreślano istotność używania wielu modalności w badaniach u osób z chorobą Parkinsona. Takie połączenie zewnętrznych (wzrok, słuch, receptory skóry) i wewnętrznych (proprioceptory, pamięć ruchu) bodźców ma zapewnić większą aktywację jąder podstawy (Barardaran i wsp., 2013). Może mieć to również związek ze zmianami aktywności układu siatkowatego (US). Jest on swoistą stacją przekaźnikową dla sygnałów biegnących z różnych ośrodków układu nerwowego. Silny napływ bodźców z obwodu biegnących przez jego część wstępującą mógłby wpływać na zwiększone pobudzenie kory sensorycznej i poprawę analizy informacji z obwodu. Poprawa w zakresie parametrów sztywności parkinsonowskiej i miometrycznych parametrów sztywności mięśnia dwugłowego ramienia na skutek ITI wykazana w badaniach Marusiaka i wsp. (2015b) może również sugerować poprawę funkcjonowania w obrębie tworzącego siatkowatego zstępującego pobudzającego, który wpływa na mniejsze napięcia mięśni zginaczy. Wykazana w badaniach z użyciem TMS optymalizacja pobudliwości kory ruchowej (Fisher i wsp., 2008) również może mieć wpływ na aktywność tego układu siatkowatego. Podlega on bowiem hamującemu wpływom, które u osób z chorobą Parkinsona mogą być zwiększone ze względu na m.in. zmniejszoną aktywność SMA (Barardaran i wsp., 2013; Zhao i wsp., 2013) związaną ze zmniejszoną aktywnością dopaminozależnej skorupy. Jeżeli te wpływy zostały by osłabione i pobudzająca część układu siatkowatego byłaby bardziej aktywna mogłoby to skutkować wzrostem aktywności motoneuronów gamma czego skutkiem była by również większa aktywność alfamotoneuronów i być może większa gotowość do generowania siły, co mogło mieć wpływ na poprawę zdolności do szybkiego generowania siły wyrażonego poprawą gradientu narastania siły w próbie na 20% MVC. Lepsze funkcjonowanie US mogłoby mieć swój udział w poprawie łączności pomiędzy różnymi strukturami układu nerwowego, co mogło wpłynąć na lepszą koordynację pomiędzy kończyną manipulującą i stabilizującą. Można by zadać pytanie jak łączy się wzrost aktywności motoneuronów rdzenia ze wspomnianą wcześniej poprawą w zakresie sztywności wykazaną we wcześniejszych badaniach (Marusiak i wsp., 2015b). Jest to oczywiście zagadnienie, które należało by dalej zbadać jednak istnieje możliwość, iż ma to związek z poprawą łączności funkcjonalnej pomiędzy poszczególnymi strukturami korowym i podkorowymi. Barardaran i współautorzy wykazali związek pomiędzy łącznością funkcjonalną w mózgu mierzoną w czasie wykonywania ruchów ściskania z

zadaną siłą, a sztywnością parkinsonowską (Barardaran i wsp., 2013). Zaburzenia łączności pomiędzy wieloma obszarami korelowały z klinicznym pomiarem sztywności wykonanym przy pomocy skali UPDRS. Poprawa w tym zakresie może więc częściowo wyjaśniać poprawę parametrów sztywności pomimo torującego wpływu US na aktywność motoneuronów rdzenia. Wykazano już wpływ treningu intensywnego wysiłku fizycznego na funkcje kognitywne i wykonawcze w PD (Tabak i wsp., 2013), które bardzo mocno zależą od zmian łączności funkcjonalnej korowych i podkorowych obszarów mózgu. Według naszej wiedzy nie zbadano dotąd wpływu ITI na zmiany łączności funkcjonalnej u osób z PD, które mogłyby wzbogacić wiedzę o neuronalnych mechanizmach wpływu ITI na poprawę funkcjonowania układu nerwowo-mięśniowego. Biorąc jednak pod uwagę liczne dowody mówiące o zaburzeniach w tym zakresie w PD i ich wpływ na funkcje motoryczne (Wu i wsp., 2010a; Wu i wsp., 2010b) jest to zdecydowanie obszar, któremu warto byłoby poświęcić więcej uwagi w badaniach naukowych w przyszłości.

VI.5 Słabe strony pracy

Mimo dołożenia wszelkich starań by rezultaty badań niniejszej pracy były jak najbardziej rzetelne i informatywne praca ta ma swoje ograniczenia i słabe strony, które należy wziąć pod uwagę przy interpretacji jej wyników.

VI.5.1 Powtarzalność pomiarów

Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ICC) dla prezentowanych w niniejszej pracy wyników pomiarów siły miał w przeważającej części doskonałą powtarzalność. Problem pojawił się w pomiarach czynności bioelektrycznej mięśnia FDI, gdzie w próbie 100% MVC Load-F doskonałą powtarzalność uzyskano jedynie dla parametrów MSA i MSS, natomiast dla parametru MNPPS wartość ICC była w przeważającej części nie do przyjęcia. W próbach 20% MVC Load-F nie ma parametrów o zdecydowanie gorszej lub lepszej powtarzalności, dla każdego z nich na niektórych poziomach powtarzalność jest doskonała, średnia lub nie do przyjęcia bez dającej się zauważyć prawidłowości. Jedyny poziom dla którego nie zanotowano problemów z powtarzalnością to spoczynek. Trudno wskazać błąd w pomiarze, który mógłby spowodować taki wynik współczynnika ICC, nie ma też zbyt wielu badań z użyciem analizy SSA gdzie prezentowano by ten wskaźnik. Jedyna według naszej wiedzy publikacja z udziałem osób z chorobą Parkinsona,

gdzie zaprezentowano ten współczynnik dla szacowania powtarzalności parametrów SSA, dotyczyła analizy sygnały spoczynkowego w kontekście analizy drżenia parkinsonowskiego (Marusiak i wsp., 2015a). W powyższej pracy nie odnotowano problemów z powtarzalnością pomiarów, jednakże należy wziąć pod uwagę fakt, że w pracy tej użyto dłuższego okna pomiarowego (1 sekunda) i analizy wykonywano tylko na sygnałach spoczynkowych z drzeniem lub bez drżenia, co mogło mieć znaczenie dla jakości szacowania wartości parametrów SSA elektromiogramu. Jednakże, zastosowanie tak długiego 1-sekundowego okna czasowego w niniejszej pracy nie pozwoliłoby na zbadanie krótkoczasowych z mian sygnałów siły i EMG na procentowych poziomach siły Load-F. Problemy z powtarzalnością w niniejszej pracy mogą również wynikać z dużej zmienności międzyosobniczej strategii aktywacji jednostek motorycznych podczas wykonywania czynności ruchowej u osób badanych, które charakteryzowały się różnym stanem zaawansowania PD oraz były leczone różnymi strategiami farmakoterapeutycznymi (levodopa vs. agoniści dopaminy). Beal i wsp. (2013) zauważyli w swoich badaniach, że różne osoby badane reagowały na trening lub podane leki w różny sposób, co może utrudniać porównywanie wyników badań przeprowadzonych na różnych grupach badanych. W innych badaniach, analizujących sygnał stwierdzono różnice w sposobie egzekwowania tej samej czynności ruchowej u tej samej osoby (Wierzbicka i wsp., 1991). Autorzy tego badania sugerowali nawet, iż wielkość zróżnicowania odpowiedzi ruchowej może być dobrym predykatorem postępu choroby.

VI.5.2 Mała ilość osób badanych

Ze względu na niewielką ilość badanych, którzy ukończyli cały eksperyment moc statystyczna analizowanej próbki mogła być niewystarczająca. Powyższe stwierdzenie ma tym większe znaczenie, gdy weźmiemy pod uwagę fakt dużej zmienności wewnątrzgrupowej (wyrażonej w wysokim odchyleniu standardowym) dla wielu parametrów siły i EMG. Należałoby przeprowadzić podobne badanie na większej ilości badanych, być może z wykorzystaniem dłuższego cyklu treningowego, który byłby jeszcze mocniejszym impulsem wywołującym pozytywne zmiany w procesach sterowania ruchem w grupie trenowanej, co zapewne mogłoby się przełożyć na uzyskanie zmian międzysesyjnych istotnych statystycznie w tej grupie.

VI.5.3 Brak oceny dynamiki zmian pomiędzy poziomami siły

W czasie analizy wyników zwrócono uwagę na różnice tempa w jakim zmieniają się parametry siły i EMG w czasie narastania generowanej siły (np. bardziej stromo narastająca MSA w grupie trenowanej w porównaniu do grupy kontrolnej). Należy jednak podkreślić, iż jest to jedynie obserwacja wizualna tendencji dotycząca możliwości wystąpienia takiego zjawiska, nie poparta rzetelną analizą statystyczną porównującą zmiany pomiędzy poziomami siły. Powodem, dla którego nie zdecydowano się na użycie takiej analizy był fakt, iż chcieliśmy się skoncentrować na różnicach pomiędzy sesjami pomiarowymi i grupami na poszczególnych poziomach siły dla stwierdzenia jedynie wpływu ITI na parametry siły i EMG na poszczególnych poziomach siły. Zastosowanie kolejnej analizy mogłoby zmniejszyć czytelność i tak już dużej ilości wyników w niniejszej pracy. Zastanawialiśmy się również, czy przy tak niewielkiej ilości osób badanych (które byłyby wzięte do wieloczynnikowej analizy wariancji) i, jak sugeruje De Luca, bardziej jakościowym niż ilościowym związku pomiędzy amplitudą EMG, a generowaną siłą (De Luca, 1997), wyniki takiej wizualnej analizy nie byłyby w rzeczywistości równie wartościowe jako wspierająca forma analizy wyników naszej pracy którą finalnie zastosowaliśmy. Jesteśmy jednak przekonani, iż rzetelna analiza statystyczna dynamiki rozwoju zmian parametrów EMG oraz siły na poziomach narastania siły Load-F jest aspektem, który na pewno zostanie wzięty pod uwagę pod kątem przyszłych publikacji naukowych z wyników niniejszej pracy.

VI.5.4 Duże odchylenia standardowe w wielu parametrach analizy sygnału siły i EMG

Dla wielu pomiarów zauważono znaczne odchylenia standardowe. W czasie analizy danych przyłożono dużą uwagę w znalezieniu możliwych zakłóceń. Nie znaleziono pojedynczych przypadków wyraźnie odstających od reszty wyników. Zdarzało się, że wyniki można by podzielić na dwie grupy o podobnych rezultatach. Może to wynikać z omówionej już wcześniej różnorodności manifestacji PD wśród osób chorych, której wpływ na wyniki i możliwość interpretacji wyników badań sugerowali m.in. Beall i wsp. (2013), może być związane z faktem zmienności kontroli ruchu również dla tych samych osób. W niektórych z poprzednich badaniach radzono sobie z tym dzieląc osoby badane na mniejsze grupy (Wierzbicka i wsp., 1991) lub rozpatrując każdą badaną osobę indywidualnie. W niniejszej pracy nie zdecydowano się na zastosowanie któregoś z tych podejść analitycznych

gdyż chcieliśmy podjąć próbę znalezienia tendencji wspólnych dla całej grupy. Należy jednak wziąć pod uwagę, iż większe odchylenie standardowe na pewno wpłynęło na wyniki analizy statystycznej i miało negatywny wpływ na szansę uzyskania istotności statystycznej. Być może w przypadku takiego charakteru danych, jak omówiono powyżej, należałoby przyjąć inne podejście analityczne i zastosować zamiast standardowej analizy statystykę bayesowską.

VI.5.5 Wybór mięśnia do analiz sygnału EMG

W pracy oparto się na analizie czynności bioelektrycznej jednego mięśnia. Zdecydowano się na to gdyż mięsień FDI (pierwszy grzbietowy międzykostny) jest głównym mięśniem dla ruchu ściskania chwytem szczypcowym. Jest to również mięsień łatwy do znalezienia i jego badanie niesie niewielkie ryzyko wystąpienia zjawiska cross-talk z innych mięśni (De Luca, 1997). Należy jednak wziąć pod uwagę możliwość zmian w aktywacji agonistów i antagonistów (jak to uczyniono w pracy Wierzbicka i wsp., 1991) na skutek zastosowanego ITI, które nie mogły być widoczne w naszej analizie. W przyszłości należy włączyć również ten aspekt sterowania ruchem (rejestracja EMG z mięśni ago- i antagonistycznych) w dalszym zgłębianiu mechanizmów neuronalnych wpływu ITI na poprawę funkcji ruchowych u pacjentów z PD.

VI.6 Znaczenie wyników niniejszych badań dla fizjoterapii w chorobie Parkinsona i dla dalszych badaniach naukowych nad mechanizmami plastyczności układu nerwowo-mięśniowego wywołanymi wysiłkiem fizycznym

Ważnym wynikiem niniejszej pracy jest ewidentna poprawa funkcji w czynności oburęcznej wykazana w próbie klinicznej jak i pod postacią poprawy parametru świadczącego o lepszej koordynacji kończyn górnych (TGF-lat_{MAN-STAB}). Zdolność efektywnego wykonywania czynności oburęcznych jest bardzo ważna dla jakości życia, szczególnie u osób starszych, które 54% czynności życia codziennego wykonują właśnie z wykorzystaniem obydwu kończyn górnych (Taub, 1980). Poprawa w tym zakresie przekłada się więc bezpośrednio na jakość życia osób chorych. Również, wykorzystanie w fizjoterapii intensywnego interwałowego treningu na cykloergometrze rowerowym jest bardzo ważne z praktycznego punktu widzenia. Ergometry rowerowe są dziś dostępne w każdym studiu fitness, ośrodku rehabilitacji, a nawet ze względu na ich niewygórowaną cenę coraz częściej pojawiają się w gospodarstwach domowych. Zatem wydaje się, zaproponowany w niniejszej

pracy schemat treningu mógłby być dostępny dla większej ilości osób, a przy zapewnieniu odpowiednich warunków może być przeprowadzony nawet samodzielnie przez chorego w domu. Do odmierzania interwałów można posłużyć się na przykład stoperem lub, co jeszcze wygodniejsze, jedną z wielu dostępnych na telefon aplikacji do treningu interwałowego, które obecnie często można pobrać nieodpłatnie.

Zastosowanie intensywnego treningu interwałowego w trening osób z chorobą Parkinsona niesie ze sobą wiele korzyści nie tylko dla układu krążeniowo oddechowego i mięśniowego, ale jak pokazuje niniejsze i wiele innych badań dla układu nerwowego. Konieczne są dalsze badania pozwalające jeszcze głębiej zbadać mechanizmy zachodzące w układzie nerwowym jak i służące ustaleniu optymalnego dozowania treningu na różnych stopniach zaawansowania choroby. Na uwagę zasługuje fakt, iż użycie SSA jako metody analizy EMG pozwoliło rozróżnić pomiędzy wzrostem rekrutacji nowych jednostek motorycznych, a wzrostem synchronizacji jako wiodącą strategią sterowania poziomem generowanej siły. Przy dotychczas stosowanej analizie w domenie czasowej, we wzroście amplitudy EMG dopatrywano się raczej poprawy mechanizmu rekrutacji lub zaznaczano, iż może to być jedno z tych dwóch zjawisk. W dalszych badaniach nad mechanizmami wpływu ITI na funkcjonowanie układu nerwo-mięśniowego w PD należy skoncentrować się na zidentyfikowaniu możliwie specyficznych zmian metabolicznych i strukturalnych w mózgu na bazie metod neuroobrazowania, a także markerów biochemicznych procesów neuroplastycznych. Badania z użyciem połączonej analizy siły, EMG i zaawansowanych metod obrazowania, takich jak PET (dla lepszego zbadania funkcjonowania układu dopaminergicznego), fMRI (dla oceny zmian aktywności metabolicznej i zmian strukturalnych) i EEG (dla oceny zmian w czynności bioelektrycznej kory mózgu) pozwoliły by w przyszłości dokładnie poznać mechanizmy zmian, jak i zbadać mechanizmy adaptacyjne i kompensacyjne zachodzące u trenowanych pacjentów z PD pod wpływem treningu fizycznego.

Biorąc pod uwagę brak skutków ubocznych terapii z użyciem intensywnego treningu interwałowego i potencjał do zahamowania lub nawet odwrócenia/skompensowania zmian wywołanych chorobą jest to zdecydowanie obszar terapii, w rozwój którego należy zainwestować możliwie dużo uwagi. Nowoczesny system opieki zdrowotnej obejmuje szeroki wachlarz świadczeń medycznych będących przedmiotem rozważań ekonomistów

i polityków, którzy mogą wpływać na decyzje dotyczące form ubezpieczeń i zwrotów wydatków na skuteczne metody rehabilitacji. Neurologowie, lekarze ogólni, specjaliści od rehabilitacji i inni specjaliści z zakresu opieki muszą coraz bardziej uwzględniać ekonomiczne konsekwencje swoich decyzji, co prowadzi do zwiększonego zapotrzebowania na informacje dotyczące kosztów danej terapii. Wprowadzenie udokumentowanych metod rehabilitacyjnych mogłoby zwiększyć jakość życia pacjentów z PD oraz w większości przypadków prowadzić do zmniejszenia bezpośrednich i pośrednich kosztów ich leczenia ramach systemu opieki zdrowotnej.

VII Wnioski

Na podstawie wyników przedstawionych w tej pracy wyciągnięto następujące wnioski:

W grupie trenowanej pacjentów z PD, udział w ośmiotygodniowym cyklu intensywnego treningu interwałowego spowodował (w wynikach sesji po w stosunku do sesji przed cyklem treningowym):

- (1) poprawę zdolności do kontroli i szybkiego generowania siły, co odzwierciedlone zostało we wzroście gradientu narastania siły na wyższych poziomach zakresu siły, jak i w skróceniu czasu narastania siły w analizie bez podziału na zakresy siły pociągania.
- (2) wyraźną tendencję do poprawy koordynacji kończyn górnych, co widoczne jest w wyraźnej tendencji do skrócenia czasu opóźnienia pomiędzy kończyną manipulującą i stabilizującą pomiędzy badaniami pre i post, a także istotnie krótszym czasem opóźnienia w badaniu post w grupie TR w porównaniu z grupą K;
- (3) wystąpienie w sygnale elektromiograficznym wyraźnych tendencji do poprawy aktywacji jednostek motorycznych poprzez wzrost synchronizacji ich wyładowań, a wyrażonych w tendencji do wyższych wartości średniej amplitudy i nachylenia krzywej iglicy elektromiogramów, jednakże należy podkreślić że powyższe tendencje nie osiągnęły poziomu istotności statystycznej;
- (4) złagodzenie symptomu bradykinezji kończyn górnych, wyrażoną w istotnej poprawie zdolności do wykonywania szybkich ruchów palców oraz tendencji do poprawy szybkich ruchów naprzemiennych rąk zmierzoną za pomocą ujednocionej skali oceny choroby Parkinsona (UPDRS).

W grupie kontrolnej osób chorujących na PD, ale nie poddanych ośmiotygodniowemu cyklowi intensywnego treningu interwałowego, stwierdzono:

- (1) brak poprawy zdolności do kontroli i szybkiego generowania siły, co odzwierciedlone zostało w braku istotnych statystycznie zmian gradientu narastania siły zarówno z jak i bez podziału na zakresy siły.
- (2) brak poprawy lub pogorszenia koordynacji kończyn górnych, co widoczne jest w braku zmian czasu opóźnienia pomiędzy kończyną stabilizującą i manipulującą;

- (3) pogorszenie zdolności aktywacji jednostek motorycznych poprzez spadek synchronizacji ich wyładowań wyrażony w obniżeniu wartości średniej amplitudy i nachylenia krzywej iglicy elektromiogramów;
- (4) brak zmian w klinicznym obrazie bradykinezji kończyn górnych jak i całościowym ruchowym funkcjonowaniu pacjentów zmierzonych za pomocą ujednoczonej skali oceny choroby Parkinsona (UPDRS).

VIII PIŚMIENICTWO

1. Alberts JL, Oskun MS, Vitek JL. The Persistent Effects of Unilateral Pallidal and Subthalamic Deep Brain Stimulation on Force Control in advanced Parkinson's patients. *Parkinsonism Relat Disord.* 2008, 14(6):481-488.
2. Alberts JL, Elder CM, Okun MS, Vitek JL Comparison of pallidal and subthalamic stimulation on force control in patient's with Parkinson's disease. *Motor Control.* 2004, 8(4): 484-499.
3. Alberts JL, Hallahan K, Thota A, Noecker AM, McIntyre CC. Reducing cognitive-motor declines associated with bilateral subthalamic deep brain stimulation through computational modelling in a Parkinson's disease patient. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2010, 81(10): 1170-1172.
4. Alberts JL, Linder SM, Penko AL, Lowe MJ, Philips M. It is not about the bike, it is about the pedaling: forced exercise and Parkinson's disease. *Exerc Sport Sci Rev.* 2011, Tom 4(39): 177-186.
5. Andrews CJ, Burke D, Lance JW. The response to muscle stretch and shortening in Parkinsonian rigidity. *Brain.* 1972, 95: 795-812.
6. Andrzejewska R, Jaskólski A, Jaskólska A, Gobbo M, Orizio C. Electromyogram features during linear torque decrement and their changes with fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 2014, 114: 2105-2117.
7. Angel RW, Lewitt PA. Unloading and shortening reactions in parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1978, 41: 919-923.
8. Azafpour ME, Chadorneschin HT, Foadodini M, Eivari H. Comparing interval and continuous exercise training regimens on neurotrophic factors in rat brain. *Physiol. Bahav.* 2015, 147:78-83.
9. Barardaran N, Tan SN, Ashoori A, Palmer SJ, Wang ZJ, Oischi MK, McKeown MJ. Parkinson's disease rigidity: relation to brain connectivity and motor performance, *Front Neurol* 2013, 4(67):1-9.
10. Bartlett JD, Close GL, MacLaren DP, Gregson W, Drust B, Morton JP. High-intensity interval running is perceived to be more enjoyable than moderate intensity continuous exercise adherence. *J Sports Sci.* 2011, 29(6): 547-553.

11. Beall EB, Lowe MJ, Alberts JL, Frankemolle AMM, Thota AK, Shah C, Phillips MD. The Effect of Forced-Exercise Therapy for Parkinson's Disease on Motor Cortex Functional Connectivity. *Brain Connect.* 2013, 3(2), strony 190-198.
12. Benecke R, Rothwell JC, Dick JPR, Day BL, Marsden CD. Performance of simultaneous movements in patients with Parkinson's disease. *Brain.* 1986, 109:739-757.
13. Berardelli A, Dick JPR, Rothwell JC, Day BL, Marsden CD. Scaling of the size of the first agonist EMG burst during rapid wrist movements in patients with Parkinson's disease. *J. Neurol, Neursurg and Psych.* 1986, 49:1273-1279.
14. Berardelli A, Sabra AF, Hallet M. Physiological mechanisms of rigidity in Parkinson's disease. *J Neurol Psychiatry.* 1983, 46: 45-53.
15. Berardelli A, Rothwell JC, Thompson PD, Hallet M. Pathophysiology of bradykinesia in Parkinson's disease. *Brain.* Nov, 2001, 124: 2131-2146.
16. Brandell BR. An electromyographic-cinematographic study of the muscles of the index finger. *Arch Phys Med* 1970, 51: 278-285.
17. Burne JA, Lippold OC. Loss of tendon organ inhibition in Parkinson's disease. *Brain.* 1996, 119: 1115-1121.
18. Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 1982, 14(5): 377-381.
19. Chun-Xiao H, Jiang W, Guo-Sheng Y, Yan-Qiu C. Investigation of EEG abnormalities in the early stage of Parkinson's disease. *Cogn Neurodyn.* 2013, Tom 7,(4): 351-359.
20. De Giorgio A, Kuvacic G, Milic M, Padulo J. The Brain and Movement: How Physical Activity Affects the Brain. *Monten. J. Sports Sci. Med.* 2018, 7(2): 63-68.
21. De Lau LM, Brexler, M.M. Epidemiology of Parkinson's disease. *Lancet Neurol.* 2006, 5(6):525-535.
22. De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics.* 1997, 13:135-163.
23. Dirks MF, Ouden d.H, Aarts E, Timmer M, Bloem BR, Toni I, Helmich RC. The Cerebral Network of Parkinson's Tremor: An Effective Connectivity fMRI Study. *J Neurosci.* 2016, Tom 36, 19:5362-5372.

24. Fahn E, Elton RL. UPDRS program members. Unified Parkinson's Disease Rating Scale. [aut. książki] Marsden C.D. Calne D.B. Recent developments in Parkinson's disease. Flohrham Park : Mcare InformationAcmillan Health, 1987:153-163.
25. Fischer BE, Li Q, Nacca A, Salem GJ, Song J, Yip J, Hui JS, Jakowec MW, Giselle, Petzinger GM. Treadmill exercise elevates striatal dopamine D2 receptor binding potential in patients with early Parkinson's disease. *Neuroreport*. 2013, Jul 10;24(10):509-514.
26. Fisher B.E. Wu AD, Salem GJ, Song J, Lin CH, Yip J, Cen S, Gordon J, Jakowec M, Petzinger G. The effect of exercise training in improving motor performance and corticomotor excitability in people with early Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008, 89(7): 1221-1229.
27. Gabriel DA. Lester SM., Lenhardt SA, Cambridge DJ. Analysis of surface EMG spike shape across different levels of isometric force. *Jurnal of Neuroscience Methods*. 2007, 159: 149-152.
28. Gabriel DA. Reliability of SEMG spike parameters during concentric contractions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2000, 40:423-430.
29. Gaesser GA, Angadi SS. High-intensity interval training for health and fitness: can less be more? *J Appl Physiol*. 2011, 111(6): 1540-1541.
30. Galwan A, Wichmann T. Pathophysiology of Parkinsonism. *Clin. Neurophysiol*. 2008, 119:1459-1474.
31. Hallet M, Khoshbin S. A physiological mechanism of bradykinesia. *Brain*. 1980, 103(2):301-314.
32. Hallgren KA. Computing Inter-Rater Reliability for Observational Data: An Overview and Tutorial. *Tutor Quant Psychol*. 2012, 8(1):269-281.
33. Helmich RC, Derikx LC, Bakker M, Scheeringa R, Bloem BR, Toni I. Spatial reamping of cortico-striatal connectivity in Parkinson's disease. *Cerebral cortex*. 2010, 20:1175-1186.
34. Helmich RC, Hallett M, Deuschl G, Toni I, Bloem BR. Cerebral causes and consequences of parkinsonian resting tremor: a tale of two circuits? *Brain*. 2012, 135:3206-3226.

35. Herman T, Giladi N, Gruendlinger L, Hausdorff JM. Six weeks of intensive treadmill training improves gait and quality of life in Patients with Parkinson's disease: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007, 88:1154-1158.
36. Herz DM, Florin E, Christensen MS, Reck C, Barbe MT, Tscheuschler MK, Titgemeyer M, Siebner HR, Timmermann L. Dopamine replacement modulates oscillatory coupling between premotor and motor cortical areas in Parkinson's disease. *Cereb Cortex.* 2013, 24(11):2873- 2883.
37. Horstink MWIM, Morrish PK. Preclinical diagnosis of Parkinson's disease. *Adv Neurol* 1999; 80:327-333.
38. Israel Z. Bergmann H. Pathophysiology of the basal ganglia and movement disorders: From animal to human clinical applications. *Neuroscience and Behavioral Reviews.* 2008, 32:367-377.
39. Jueptner M, Weiler C. A review of differences between basal ganglia and cerebellar control of movements as revealed by functional imaging studies. *Brain*, 1998 Aug, 121(8):1437–1449.
40. Langfort J, Chalimoniuk M, Kania D, Lukačova N, Chrapusta SJ. Endurance training counteracts MPTP treatment-related changes in midbrain contents of dopamine and dopamine metabolites, and in parvalbumin expression; Proceedings of the XX World Congress on Parkinson's disease and Related Disorders; Geneva, Switzerland. 8–11 December 2013:135.
41. Latash MA, Arunin AS, Neyman I, Nicholas JJ, Shapiro MB. Feedforward postural adjustments in a simple two-joint synergy in patients with Parkinson's disease. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1995, 79:77-89.
42. Lukos JR, Snieder J, Hernandez ME, Tunik E, Hillyard S, Poizner H. Parkinson's disease patients show impaired corrective grasp control and eye-hand coupling when reaching to grasp virtual objects. *Neuroscience.* 2013 Dec 19 (254): 205–221.
43. Mahlke P, Hotter A, Hussel A, Esterhammer E, Schocke M, Seppi K. Significance of MRI in Diagnosis and Differential Diagnosis of Parkinson's Disease. *Neurodegenerative Diseases.* 2010, 7 (5):300-318.

44. Marusiak J, Andrzejewska R, Swiercz D, Kisiel-Sajewicz K, Jaskólska A, Jaskólski A. Spike shape analysis of electromyography for parkinsonian tremor evaluation. *Muscle and Nerve*. 2015a, 22(6):1096-1098.
45. Marusiak J, Kisiel-Sajewicz K, Jaskólska A, Jaskólski A. Higher muscle passive stiffness in Parkinson's disease patients than in controls measured by myotonometry. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010, 91:800-802.
46. Marusiak J, Żeligowska E, Mencil J, Kisiel-Sajewicz K, Majerczak J, Zaladz JA, Jaskólska A. Interval training-induced alleviation of rigidity and hypertonia in patients with Parkinson's disease is accompanied by increased basal serum brain-derived neurotrophic factor. *J Rehabil Med*. 2015b, 47:372-375.
47. McDonell M, Buckley J, Opie GM, Ridding C, Semmler JG. A single bout of aerobic exercise promotes motor cortical neuroplasticity. *J Appl Physiol*. 2013, 114:1174-1182.
48. Muthuraman M, Raethjen J, Anwar AR, Mideksa KG, Groppa S, Deuschl G. Cerebello-cortical network fingerprints differ between essential, Parkinson's and mimicked tremors. *Brain*. 2018, Tom 141, 6:1771-1781.
49. O'Suilleabhain PE, Matsumoto JY. Time-frequency analysis of tremors. *Brain*. 1998, 121:2127-2134.
50. Petzinger GM, Fisher BE, Van Leeuwen J-E, Vukovic M, Akopian G, Meshul CK, Holschneider DP, Nacca A, Walsh JP, Jakowec MW. Enhancing neuroplasticity in the basal ganglia: The role of exercise in Parkinson's disease. *Movement disorders*. 2010, 25:141-145.
51. Petzinger GM, McEven S, Beeler JA, Walsh JP, Jakowec MW. Exercise-enhanced Neuroplasticity Targeting Motor and Cognitive Circuitry in Parkinson's Disease. *Lancet Neurol*. 2013, 12(7):716-726.
52. Petzinger GM, Walsh JP., Akopian G, Hogg E, Abernathy A, Arevalo P, Turnquist P, Vucković M, Fisher BE, Togasaki DM, Jakowec MW. Effects of treadmill exercise on dopaminergic transmission in the 1-methyl-4-phenyl-1,2,3,6-tetrahydropyridine-lesioned mouse model of basal ganglia injury. *J Neurosci*. 2007, 27:5297-5300.

53. Ponsen, MM, Daffertshofer A, van den Heuvel E, Wolters ECh, Beek PJ, Berendse HW. Bimanual coordination dysfunction in early, untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat. Disord.* 2006, 12:246–252;
54. Rascol O, Sabatini U, Chollet F, Fabre N, Senard JM, Montastruc JL, Celsis P, Marc-Vergnes JP, Rascol A. Normal activation of the supplementary motor area in patients with Parkinson's disease undergoing long-term treatment with levodopa. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 1994, 57:567–571.
55. Ridgel AL, Vitek JL, Alberts JL. Forced, not voluntary, exercise improves motor function in Parkinson's disease patients. *Neurorehabil Neural Repair.* 2009, 23(6):600-608.
56. Ruonala V, Meigal A, Rissanen SM, Airaksinen O, Kankaanpää M, Karjalainen PA. EMG signal morphology and kinematic parameters in essential tremor and Parkinson's disease patients. *J Elektromyogr Kinesiol.* 2014, 24:300-306.
57. Salenius S, Avicainen S, Kaakkola S, Hari R, Brown P. Defective cortical drive to muscle in Parkinson's disease and its improvement with levodopa. *Brain.* 2002, 125:491-500.
58. Santens P, Boon.P, Van Roost D, Caemert J. The pathophysiology of motor symptoms in Parkinson's disease. *Acta neurologica belgica.* 2003, 103:129-134.
59. Schreiner SJ, Liu X, Gietl AF, Wyss, Steininger SC, Gruber E, Treyer V, Meier I, Kälin AM, Leh SE, Buck A, Nitsch R, Pruessmann KP, Hock C, Unschuld PG. Regional Fluid-Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) at 7 Tesla correlates with amyloid beta in hippocampus and brainstem of cognitively normal elderly subjects. *Front. Aging Neurosci.* 2014, 9:1-9.
60. Schwab RS, Chafetz ME, Walker S. Control of two simultaneous voluntary motor acts in normals and Parkinsonism. *Archives of Neurology and Psychology.* 1954, 72:591-598.
61. Soikkeli R, Partanen J, Soininen H, Pääkkönen A, Riekkinen SR. Slowing of EEG in Parkinson's disease. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1991,79, 3:159-165.
62. Solla P, Cannas A, Marrosu MG. Therapeutic interventions and adjustments in the management of Parkinson disease: role of combined carbidopa/levodopa/entacapone (Stalevo). *Neuropsychiatr Dis Treat.* 2010, 6:483-489.

63. Tabak R, Aquije G, Fischer BE. Aerobic exercise to improve executive function in Parkinson disease: a case series. *J Neurol Phys Ther.* 2013, 37(2):58-64.
64. Tajiri N, Yasuhara T, Shingo T, Kondo A, Yuan W, Kadota T, Wang F, Baba T, Tayra JT, Morimoto T, Jing M, Kikuchi Y, Kuramoto S, Agari T, Miyoshi Y, Fujino H, Obata F, Takeda I, Furuta T, Date I. Exercise exerts neuroprotective effects on Parkinson's disease model of rats. *Brain Res.* 2009, 15:200-207.
65. Talland GA, Schwab RS. Performance with multiple sets in Parkinson's disease. *Neuropsychologia.* 1964, 2: 45-53.
66. Taub E. Somatosensory differentiation research with monkeys: implications for rehabilitation medicine. W:Ince LP. (red.), *Behavioral Psychology in Rehabilitation Medicine: Clinical Applications.* Baltimore : Williams & Wilkins, 1980:371-401.
67. Tillerson JL, Caudle WM, Reveron ME, Miller GW. Exercise induces behavioral recovery and attenuates neurochemical deficits in rodent models of Parkinson's disease. *Neuroscience.* 2003, 119: 899-911.
68. Toy W, Petzinger GM, Leyshon BJ, Akopian GK, Walsh JP, Hoffman MV, Vuckovic MG, Jakowec MW. Treadmill exercise reverses dendritic spine loss in direct and indirect medium spiny neurons in the 1-methyl-4phenyl-1.2.3.6-tetrahydropyridine(MPTP) mouse model of Parkinson's disease. *Neurobiol Dis.* 2014,63:201-209.
69. Vaillancourt DE, Prodoehl J, Metman LV, Bakay RA, Corcos DM. Effects of deep brain stimulation and medication on bradykinesia and muscle activation in Parkinson's disease. *Brain.* 2004, 127:491-504.
70. Valls-Sole J, Valldeoriola F. Neurophysiological correlate of clinical signs in Parkinson's disease. *Clin. Neurophysiol.* 2002, 113(6):792-805.
71. Viallet F, Massion J, Massarino R, Khalil R. Performance of bimanual load-lifting task by Parkinsonian patients. *Journal of neurology, neurosurgery and Psychiatry.* 1987, 50:1274-1283.
72. WHO. 2018. World health organisation. WHO web site. [Online] 06 04 2018. <http://apps.who.int/gho/data/node.main.HALE?lang=en>.

73. Wierzbicka MM, Wiegner AW, Logigian EL, Young RR. Abnormal most-rapid isometric contractions in patients with Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1991, 54(3):210-216.
74. Wu T, Chan P, Hallet M. Effective connectivity of neural networks in automatic movements in Parkinson's disease. *Neuroimage*, 2010b, 49(3):2581-2587.
75. Wu T, Wang L, Hallet M, Chen Y, Li K, Chan P. Effective connectivity of brain networks during self-initiated movement in Parkinson's disease. 2011, 55(1):204-215.
76. Wu T, Wang L, Hallet M, Li K, Chan P. Neural correlates of bimanual anti-phase and in-phase movements in Parkinson's disease. *Brain*. 2010a, 133:2394-2409.
77. Xia R, Rymer WZ. The role of shortening reaction in mediating rigidity in parkinson's disease. *Exp Brain Res*. 2004, 156:524-528.
78. Xu Q, Park Y, Hollenback A, Blair A, Schatzkin A, Chen H. Physical activities and future risk of Parkinson disease. *Neurology*. 2010, 75(4): 341-348.
79. Yanagisawa N, Fujimoto S, Tamaru F. Bradykinesia in Parkinson's Disease: Disorders of Onset and Execution of Fast Movement. *Eur Neurol*. 1989, 29:19-28.
80. Zhao Y, Zheng X, Wang Q. Sensorimotor integration impairments in early parkinson's disease are accompanied by reductions in activity in extrastriatal visual cortex.: Scientific exhibit ECR 2013, , 2013. DOI 10.1594/ecr2013/C-0847.
81. Zigmond MJ, Cameron JL, Leak RK, Mirincs K, Russell VA, Smeyne RJ, Smith AD. Triggering endogenous neuroprotective processes through exercise in models of dopamine deficiency. *Parkinsonism and Related Disorders*. 2009, 15(3):542-545.
82. Zoladz JA, Pilc A, Majerczak J, Grandys M, Zapart-Bukowska J, Duda K. Endurance training increases plasma brain-derived neurotrophic factor concentration in young healthy men. *J Physiol Pharmacol*. 2008, 59 (suppl 7):119-32.
83. Zoladz JA, Pilc A. The effect of physical activity on the brain derived neurotrophic factor: from animal to human studies. *J Physiol Pharmacol*. 2010, 61(5):533-41.
84. Zoladz JA, Majerczak J, Zeligowska E, Mencil A, Jaskolski A, Jaskolska A, Marusiak J. Moderate-intensity interval training increases serum brain-derived neurotrophic factor level and decreases inflammation in Parkinson's disease patients. *J Physiol Pharmacol*. 2014, 65(3):441-448.

STRESZCZENIE

Tytuł: Wpływ intensywnego treningu interwałowego na kontrolę ruchu u osób chorych na chorobę Parkinsona

Słowa kluczowe: choroba Parkinsona, bradykinezja, intensywny trening interwałowy, analiza kształtu iglic, elektromiografia, kontrola czynności oburęcznych

Wstęp: Zastosowanie intensywnego treningu aerobowego w terapii i prewencji chorób neurodegeneracyjnych, w tym choroby Parkinsona (PD) budzi coraz większe zainteresowanie naukowców. W dotychczas opublikowanych pracach wykazano m.in. jego wpływ na wzrost poziomu czynników neurotroficznych we krwi, co może oznaczać zwiększenie jego znaczenia dla plastyczności układu nerwowego. W badaniach z udziałem osób PD na skutek intensywnego treningu aerobowego odnotowano złagodzenie symptomów choroby wyrażone w poprawie wyników oceny według ujednoliconej skali oceny choroby Parkinsona (UPDRS – Unified Parkinson's Disease Scale), poprawę parametrów czasowo-siłowych w czynnościach oburęcznych. Ponadto dowiedziono, że trening fizyczny w formie intensywnego treningu interwałowego (ITI) jest dla osób trenujących bardziej przyjemny niż trening w formie ciągłej, a także powoduje większy wyrzut czynników neurotroficznych do krwi, co czyni go szczególnie atrakcyjnym w zastosowaniu w treningu osób starszych. Według naszej wiedzy nie zbadano dotychczas wpływu ITI na zmiany sterowania ruchem na poziomie rdzeniowym szczególnie w aspekcie strategii aktywacji jednostek motorycznych i jej efektu w postaci zdolności do generowania siły. Szczególnie interesujący jest tu aspekt czynności oburęcznych wykonywanych przeciw fazie, które sprawiają dużo trudności osobom z PD. Dlatego też celem niniejszej pracy było zbadanie wpływu 8-tygodniowego intensywnego treningu interwałowego na cykloergometrze rowerowym na mechanizmy sterowania ruchem oraz symptomy ruchowe u pacjentów chorujących na chorobę Parkinsona. Postawiono następujące hipotezy badawcze. W grupie trenowanej (TR) osób chorujących na PD udział w 8-tygodniowym cyklu ITI spowoduje: 1) poprawę sterowania ruchem podczas wykonywania czynności oburęcznych chwytnych, co będzie odzwierciedlone w parametrach siły; 2) poprawę strategii aktywacji jednostek motorycznych (rekrutacja, częstotliwość pobudzeń i synchronizacja), co będzie odzwierciedlone w zmianach parametrów elektromiograficznych; 3) złagodzenie objawów bradykinezji kończyn górnych oraz zmniejszenie

punktów w klinicznej ocenie symptomów ruchowych według skali UPDRS. W grupie kontrolnej (K) osób chorujących na PD ale nie poddanych 8-tygodniowemu cyklowi ITI, parametry siły, EMG i parametry kliniczne nie ulegną zmianie lub nastąpi ich pogorszenie.

Metody: W badaniu wzięły udział 22 osoby z PD, które podzielono na dwie grupy: poddaną cyklowi treningowemu ITI grupę trenowaną (TR, n=11) i grupę kontrolną (K, n=11), nie uczestniczącą w cyklu treningowym. Osoby z grupy TR wzięły udział w 8-tygodniowym cyklu treningowym (3 x w tygodniu, w sumie 24 sesje treningowe) ITI na cykloergometrze rowerowym. Każda sesje treningowa trwała 1 godzinę i składała się z trzech faz pedałowania: (i) 10-minutowej rozgrzewki (swobodne pedałowanie bez narzuconego tempa, nie szybciej niż 50 obrotów na minutę [rpm]), (ii) 40-minutowej części głównej w formie wysiłku interwałowego (8 serii składających się z 3-minutowego szybkiego pedałowania - 60-90 rpm oraz 2-minutowej fazy wolnego pedałowania - 50-60 rpm) oraz (iii) 10-minutowego wyciszenia (swobodne pedałowanie, w celu powrotu tętna do wartości spoczynkowych). W czasie treningu badani byli w farmakologicznej fazie ON działania leków przeciw-parkinsonowskich. Intensywność treningu zwiększana była co drugi tydzień o 5% HR max (z poziomu 60% HRmax w tygodniu 1-2 do 75% HRmax w tygodniu 7-8). Intensywność regulowana była poprzez obciążenie koła pasowego i tempo pedałowania w fazie szybkiego pedałowania. W czasie tych 8-tygodni osoby z grupy kontrolnej proszone były o utrzymanie swojej dotychczasowej aktywności życia codziennego. Osoby z obu grup uczestniczyły w dwóch sesjach pomiarowych: pre (przed okresem 8-tygodniowego cyklu treningowego) i post (po 8-tygodniowym okresie cyklu treningowego). Każda sesja badawcza składała się z: badania neurologicznego, rejestracji siły i parametrów EMG. W badaniu neurologicznym analizowano wyniki punktowe zadań ruchowych z pozycji 23,24,25 skali UPDRS, oceniające bradykinezję kończyn górnych, oraz ocenę globalną czynności ruchowych na podstawie zadań z pozycji ruchowych z pozycji 18-31 skali UPDRS. Rejestracji siły ściskania i pociągania funkcji oburęcznych dokonano przy użyciu specjalnie skonstruowanego manipulandum. Na podstawie pomiaru siły analizowano następujące parametry: siłę ściskania kończyną manipulującą podczas pociągania (GF - Man), siłę ściskania kończyną stabilizującą podczas pociągania (GF - Stab), siłę pociągania (pokonywania oporu w płaszczyźnie strzałkowej) (Load-F), oraz gradient narastania tych sił ($\Delta F/\Delta t$) na bazie przyrostu siły (ΔF) w czasie tego przyrostu (Δt), na poszczególnych

poziomach narastania siły Load-F. Wszystkie parametry siły i EMG mierzone były w skurczu izometrycznym na poziomie maksymalnym (100% MVC Load-F) oraz na poziomie 20% MVC Load-F. Analiza sygnałów wykonywana była z podziałem na zakresy siły (w odstępach 10% dla pomiaru 100% MVC Load-F i w odstępach 5% dla pomiaru 20% MVC Load-F) oraz bez podziału dla próby 20% MVC Load-F. Dla oceny koordynacji oburęcznej zmierzono czas opóźnienia między włączeniem siły ściskania kończyny manipulującej i stabilizującej (TGF - lat_{MAN-STAB}). Do analizy sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego (FDI-first dorsal interosseus) zastosowano analizę kształtu iglic (SSA-spike shape analysis). W celu zweryfikowania ewentualnych różnic międzysesyjnych i międzygrupowych dla parametrów EMG i siły zastosowano test Bonferroni. Porównania międzygrupowe wartości parametrów oceny neurologicznej (TR i K) zostało wykonane za pomocą testu Wilcoxon'a, natomiast porównanie międzysesyjne (pre i post) wykonano za pomocą testu U Manna-Whitney'a. Dla wszystkich porównań przyjęto $p \leq 0.025$.

Wyniki: W próbie na 100% MVC Load-F nie zauważono istotnych zmian międzysesyjnych dla żadnej z grup. W próbie na 20% MVC Load-F w grupie K zauważono spadek siły GF-Man na wszystkich poziomach siły. W grupie trenowanej zanotowano poprawę gradientu narastania siły, i skrócenie czasu TGF - lat_{MAN-STAB}. W grupie K zanotowano spadek średniej amplitudy iglic (MSA-mean spike amplitude), średniego czasu trwania iglic (MSD- mean spike duration) i średniego nachylenia krzywych iglic (MSS- mean spike slope). W grupie TR zauważono tendencję do zmian odwrotnych. W ocenie klinicznej w grupie TR w sesji post poprawił się wynik dla zadania testującego bradykinezję kończyny górnej z 23 skali UPDRS.

Wnioski: Na podstawie uzyskanych wyników i rozważań, wysunięto wnioski, iż udział grupy trenowanej pacjentów z PD w 8-tygodniowym ITI spowodował: (i) poprawę zdolności do kontroli i szybkiego generowania siły; (ii) poprawę koordynacji oburęcznej kończyn górnych; (iii) wystąpienie w sygnale elektromiograficznym wyraźnych tendencji do poprawy aktywacji jednostek motorycznych poprzez wzrost synchronizacji ich wyładowań, oraz (iv) złagodzenie symptomu bradykinezji kończyn górnych, w zadaniu szybkiego łączenia kciuka i palca wskazującego i ich prostowania. W grupie pacjentów nie poddanych cyklowi treningowemu zauważono pogorszenie zdolności rozwijania siły, spadek aktywacji jednostek motorycznych oraz brak zmian w ocenie klinicznej.

ABSTRACT (streszczenie w języku angielskim)

Title: An influence of high intensity interval training on the motor control in patients with Parkinson's disease.

Key words: Parkinson's disease, bradykinesia, intensive interval training, spike shape analysis, electromyography, bimanual motor control

Background: Implementation of intensive aerobic training in the therapy and prevention of neurodegenerative disorders, such as Parkinson's disease (PD), is arousing researchers interest. Previous studies has showed that intensive aerobic training caused an increase of neurotrophic factors level in blood, what may be a sign of greater significance of this training for promoting neuroplasticity of neuromuscular system. In studies with PD patients it has been found: alleviation of main disease symptoms as an improvement in unified Parkinson's disease rating scale (UPDRS) score, improvement in time-force parameters in bimanual motor tasks. It was also proven that physical training in the form of high intensity interval training (HIIT) is more pleasant and causes higher neurotrophic factor blood level elevation then continuous physical training, what makes it more appropriate to implement in elderly subjects training. To our knowledge there are no studies investigating the influence of HIIT on changes in motor control on spine level, especially in the aspect of motor unit (MU) activation strategy and the effect of this strategy on force production ability. Particularly interesting issue in this topic is the aspect of motor control in anti-phase bimanual tasks, as they are shown to be very problematic for PD patients to perform. Therefore the aim of this study was to investigate the influence of 8-weeks HIIT on the cycloergometer on motor control mechanisms and motor symptoms in PD patients. The following hypotheses were put forward. In the trained group (TR) of PD patients the 8-weeks HIIT will result in: 1) improvement in motor control of bimanual anti-phase motor task which will be shown in force parameters; 2) improvement in MU activation strategies (MU's recruitment, firing rates and synchronisation), which will be visible in changes of EMG parameters; 3) upper limbs bradykinesia alleviation and decrease in global assessment of motor symptoms in UPDRS score. Int the control group (CO) not taking part in the 8-weeks HIIT cycle, the force, EMG and clinical parameters will not be changed or they will deteriorate within the time of experiment.

Methods: 22 idiopathic PD patients participated in the study and were divided into two groups: the trained group which undergone HIIT cycle (TR, n=11) and the control group (CO, n=11) which did not take part in the training cycle. TR group took part in the 8-week HIIT training cycle that consisted of 3, one hour long training sessions per week (total of 24 training sessions) with the use of cycloergometer. Each training session: (i) began with 10-minutes warm-up (voluntary pace max. 50 rpm); (ii) followed by 40-minutes HIIT performance, built of 8 sets of 5-minutes intervals, consisting of 3 minutes of intensive pedalling (60-90 rpm) with maintaining assigned target heart rate (THR) and 2 minutes of slow pedalling (50-60 rpm); and then (iii) finished with 10-minutes cool down (max. 50 rpm). During training sessions the subjects were in the pharmacological “ON-phase” after intake of anti-parkinsonian drugs. The resistance and pace in HIIT part was adjusted by the training supervisor to make sure that the participant will reach and maintain THR. The training intensity was increased every second week by increasing the THR by 5% HR max. (from 60% HRmax. in the week 1st and 2nd to 75% HRmax. in the week 7th and 8th). During the 8-weeks of the cycle training time the non-trained patients from the CO group were asked not to change anything in their daily routine and therapy. Subjects from the both tested groups took part in two measurement sessions: pre (before 8-weeks training cycle period) and post (after the 8-week training cycle period). Each of the two sessions consisted of clinical neurologic assessment and bimanual task force as well as EMG signals acquisition. From the neurologic assessment, the scores assessing upper extremity bradykinesia (items 23, 24 and 25 from the UPDRS) and global assessment of motor symptoms (items 18-31 from the UPDRS) were collected. The force acquisition was made with use custom made device. The parameters used for the analysis were: grip force of manipulating hand (GF-Man), grip force of stabilising hand (GF-Stab), pull force in sagittal plane (Load-F), as well as rate of force development ($\Delta F/\Delta t$) for these forces (GF-Man, GF-Stab and Load-F), based on the values of force increase value (ΔF) and time of this force increase (Δt), calculated on percentage levels of Load-F. All force and EMG parameters were measured during isometric contraction at the level of maximal voluntary contraction (100% MVC Load-F) and at 20% MVC Load-F level. Signals’ analysis was performed on force steps (10% force steps for 100% MVC Load-F task and 5% force steps for 20% MVC Load-F task). Additionally, an analysis for the grip force development without dividing on

5% force steps was performed during task at 20% MVC Load-F. To evaluate the interlimb coordination during bimanual task the time delay between initiation of grip force development in manipulating and stabilising hands (TGF - lat_{MAN-STAB}) was calculated. Electromyographic (EMG) activity of the first dorsal interosseous muscle (FDI) was conducted using the spike shape analysis (SSA). Inter-session and inter-group differences in the force and EMG parameters were statistically analysed using Bonferroni test. The clinical neurologic parameters inter-session differences were analysed using the U Mann-Whitney test, and the inter-group differences were analysed using Wilcoxon sign test. The statistical significance level for all analyses was set as $p \leq 0.025$.

Results: For both groups, there were no significant inter-session changes in the 100% MVC Load-F task. In the CO group, during the 20% MVC Load-F task, there was a significant decrease (in the post vs. pre session) of the GF-Man, observed at all percentage Load-F steps. For the TR group there was an improvement in grip force development rate and shortening of the TGF - lat_{MAN-STAB}. In the CO group there was decrease in some electromyographic SSA parameters: mean spike amplitude (MSA), mean spike duration (MSD) and mean spike slope (MSS). In the TR group, the tendencies to opposite electromyographic SSA parameters' changes were found. In the TR group, analysis of the clinical neurologic evaluation showed a significant improvement (in the post vs. pre session) in the scores assessing upper extremity bradykinesia (items 23 from the UPDRS).

Conclusion: Based on the obtained results and considerations it was concluded that participation of the TR group in 8-weeks HIIT cycle resulted caused in this group: (i) an improvement of motor control and force production; (ii) an improvement of interlimb coordination; (iii) an appearance of tendency for improvement in motor unit's activation strategies through an increase of firing synchronisation; as well as (iv) an alleviation of upper extremity bradykinesia symptom, shown in scores of item 23 from the UPDRS. In the CO group (non-trained group) there was: a deterioration of force development ability, a decrease of motor units' activation and lack of changes in clinical neurologic assesment.

SPIS RYCIN

- Rycina 1** Graficzny schemat przebiegu sesji treningowej. RPM - jednostka wyrażająca tempo pedałowania, jako liczba obrotów na minutę (revolutions per minute).....38
- Rycina 2** Urządzenie pomiarowe do rejestracji sił podciągania i ściskania podczas wykonywania oburęcznych funkcji chwytnych w przeciw fazie.41
- Rycina 3** Stanowisko pomiarowe do badania oburęcznych funkcji chwytnych z osobą badaną w pozycji wyjściowej (Panel A) oraz podczas wykonywania czynności pociągania modułu górnego kończyną manipulującą do góry z jednoczesną stabilizacją modułu dolnego kończyną stabilizującą (Panel B).43
- Rycina 4** Graficzny schemat badania oburęcznych funkcji chwytnych dla skurczu izometrycznego stopniowanego na poziomie 100% MVC (maximal voluntary contraction - maksymalna siła skurczu wolicjonalnego) i skurczu izometrycznego pulsacyjnego na poziomie 20% MVC dla czynności pociągania (Load-F).44
- Rycina 5** Graficzny schemat obrazujący punkty czasowe (pionowe linie wstawione na przebiegu czasowym sygnałów) na poszczególnych poziomach procentowych siły pociągania (11 punktów czasowych w zakresie 0-100% MVC dla próby 100% MVC Load-F oraz 5 punktów czasowych w zakresie 0-20% MVC dla prób 20% MVC Load-F) do analizy dynamiki rozwijania siły pociągania (Load-F) oraz siły ściskania (GF-grip force) i czynności elektromiograficznej (EMG) w kończynie manipulującej (Man) i stabilizującej (Stab).....46
- Rycina 6** Przykład wycinka zapisu sygnału elektromiograficznego z zaznaczonymi siedmioma iglicami, gdzie numery 1-7 (u góry) oznaczają kolejno następujące po sobie iglice czynności bioelektrycznej. Kwadraty oznaczają podstawę każdej iglicy, a okręgi jej wierzchołek. „X” w drugiej iglicy oznacza wierzchołek szczytu w ramach tej jednej iglicy (Gabriel, 2000).50
- Rycina 7** Wartości siły pociągania w górę (**Load-F**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.58
- Rycina 8** Wartości siły ściskania kończyną manipulacyjną (**GF-man**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.60
- Rycina 9** Wartości siły ściskania dla ręki stabilizującej (**GF-Stab**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F

dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.61

Rycina 10 Wartości gradientu narastania siły pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ **Load-F**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.62

Rycina 11 Wartości gradientu narastania siły dla siły ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ **GF-man**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$).64

Rycina 12 Wartości gradientu narastania siły ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ **GF Stab**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F, dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.65

Rycina 13 Wartości przyrostu siły pociągania w górę (ΔF **Load-F**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.66

Rycina 14 Wartości przyrostu siły ściskania ręką manipulującą (ΔF **GF-Man**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$).68

Rycina 15 Wartości przyrostu siły ściskania ręką stabilizującą (ΔF **GF-Stab**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$).69

Rycina 16 Wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt **Load-F**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$). 70

Rycina 17 Wartości siły pociągania w górę (**Load-F**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. 73

Rycina 18 Wartości siły ściskania ręką manipulującą (**GF-Man**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$). 75

Rycina 19 Wartości siły ściskania ręką stabilizującą (**GF-Stab**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. 76

Rycina 20 Wartości gradientu narastania siły pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ **Load-F**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)... 78

Rycina 21 Wartości gradientu narastania siły ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ **GF-Man**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$).... 78

Rycina 22 Wartości gradientu narastania siły ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ **GF-Stab**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie

cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)....79

Rycina 23 Wartości przyrostu siły pociągania w górę (ΔF Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.80

Rycina 24 Wartości przyrostu siły ściskania ręką manipulacyjną (ΔF GF-Man) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)....81

Rycina 25 Wartości przyrostu siły ściskania ręką stabilizującą (ΔF GF-Stab) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre.....82

Rycina 26 Wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt Load-F) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)....83

Rycina 27 Wartości czasu narastania siły ściskania (Δt GF-Man, wykres górny), przyrostu siły ściskania (ΔF GF-Man, wykres środkowy) i gradientu narastania siły ściskania ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man, wykres dolny) dla próby pociągania w górę do poziomu 20% MVC bez podziału na poziomy narastania siły (czyli w zakresie 0-20% MVC Load-F), dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$).....86

Rycina 28 Czas opóźnienia pomiędzy początkiem wyzwalania siły ściskania kończącą manipulującą i kończącą stabilizującą ($TGF-lat$ MAN-STAB) dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$).....88

Rycina 29 Wartości średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSA-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)..... 89

Rycina 30 Wartości średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSF-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)..... 91

Rycina 31 Wartości średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. 93

Rycina 32 Wartości średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)..... 95

Rycina 33 Wartości średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MNPPS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)..... 97

Rycina 34 Wartości średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSA-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$)..... 99

Rycina 35 Wartości średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSF-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$). 101

Rycina 36 Wartości średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$). 103

Rycina 37 Wartości średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. * - różnica istotna statystycznie ($p \leq 0,025$). 105

Rycina 38 Wartości średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MNPPS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły pociągania dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. Wartość procentowa nad słupkami oznacza procentową wartość zmiany w sesji post w stosunku do sesji pre. 107

SPIS TABEL

Tabela 1 Charakterystyka antropometryczna i kliniczna grupy trenowanej (TR; n=11)....	36
Tabela 2 Charakterystyka antropometryczna i kliniczna grupy kontrolnej (K; n=10).	36
Tabela 3. Tabela progresji obciążeń treningowych w kolejnych tygodniach 8-tygodniowego cyklu treningowego.....	39
Tabela 4 Przewidywane zachowanie się parametrów analizy kształtu iglic w zależności od zmiany dominującego mechanizmu sterowania pracą jednostek motorycznych mięśni szkieletowych (na podstawie Gabriel i wsp., 2007).	52
Tabela 5 Ocena stanu zaawansowania choroby Parkinsona wg zmodyfikowanej punktacji w skali Hoehn i Yahr (Fahn i Elton, 1987).....	54
Tabela 6 Powtarzalność parametrów sił: pociągania (Load-F), ściskania ręką manipulującą (GF-Man) i ściskania ręką stabilizującą (GF-Stab), na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie o od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	56
Tabela 7 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości parametrów sił: pociągania w górę (Load-F), ściskania ręką manipulującą (GF-Man) i ściskania ręką stabilizującą (GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.....	59
Tabela 8 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości gradientów narastania siły ($\Delta F/\Delta t$): pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ Load-F), ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Man), ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	63
Tabela 9 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości przyrostu siły (ΔF): pociągania w górę (ΔF Load-F), ściskania ręką manipulującą (ΔF GF-Man), ściskania ręką stabilizującą (ΔF GF-Stab), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F), podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	67
Tabela 10 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt Load-F) na procentowych	

poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 10% do 100% MVC Load-F) podczas generowania maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (100% MVC) siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. 71

Tabela 11 Powtarzalność parametrów sił: pociągania (**Load-F**), ściskania ręką manipulującą (**GF-Man**) i ściskania ręką stabilizującą (**GF-Stab**), na podstawie współczynnika wewnątrzklasowej korelacji (ICC), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F), podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F, dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. 72

Tabela 12 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości parametrów sił: pociągania w górę (**Load-F**), ściskania ręką manipulującą (**GF-Man**), ściskania ręką stabilizującą (**GF-Stab**), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. 74

Tabela 13 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości gradientów narastania siły ($\Delta F/\Delta t$): pociągania w górę ($\Delta F/\Delta t$ **Load-F**), ściskania ręką manipulującą ($\Delta F/\Delta t$ **GF-Man**), ściskania ręką stabilizującą ($\Delta F/\Delta t$ **GF-Stab**), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% MVC Load-F), podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. 77

Tabela 14 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości przyrostu siły (ΔF): pociągania w górę (ΔF **Load-F**), ściskania ręką manipulującą (ΔF **GF-Man**), ściskania ręką stabilizującą (ΔF **GF-Stab**), na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. 80

Tabela 15 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości czasu trwania poszczególnych zakresów zmian siły pociągania w górę (Δt **Load-F**) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 5% do 20% Load-F) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. 84

Tabela 16 Wartości poziomu istotności (p) dla porównań wartości czasu narastania siły ściskania (Δt **GF-Man**), przyrostu siły ściskania (ΔF **GF-Man**) i gradientu narastania siły ściskania ($\Delta F/\Delta t$ **GF-Man**) podczas generowania izometrycznego skurczu dowolnego do poziomu 20% MVC siły Load-F, bez podziału na poziomy narastania siły (czyli w zakresie 0-20% MVC Load-F), dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego. 87

Tabela 17 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSA-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego..... 90

Tabela 18 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSF-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego..... 92

Tabela 19 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego..... 94

Tabela 20 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSD-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego..... 96

Tabela 21 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MNPPS-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 100% MVC Load-F) podczas generowania 100% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego..... 98

Tabela 22 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej amplitudy iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (**MSA-EMG FDI**) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania

20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	100
Tabela 23 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej częstotliwości iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSF-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	102
Tabela 24 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego nachylenia krzywych iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	104
Tabela 25 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniego czasu trwania iglic sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MSD-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	106
Tabela 26 Wartości poziomu istotności różnic (p) i powtarzalności pomiarów EMG na podstawie współczynnika wewnątrz-klasowej korelacji (ICC) dla średniej ilości szczytów na iglicę sygnału EMG z mięśnia pierwszego międzykostnego grzbietowego (MNPPS-EMG FDI) kończyny manipulującej (siła ściskania) na procentowych poziomach narastania siły Load-F (w zakresie od 0% - rest, tzn. w spoczynku do 20% MVC Load-F) podczas generowania 20% MVC Load-F dla grupy trenowanej (TR) i kontrolnej (K), w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego.	108
Tabela 27 Wartości parametrów oceny neurologicznej opisujących symptom bradykinezji kończyny górnej i całościowo oceniających nasilenie symptomów ruchowych choroby Parkinsona w grupie trenowanej (TR) i kontrolnej (K) w sesji przed (pre) i po (post) okresie cyklu treningowego, oraz wartości poziomu istotności (p) dla porównań międzysesyjnych (pre vs. post) i międzygrupowych (TR vs. K) dla tych parametrów.	110