

**AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH**

Michał Pawłowski

**WPLYW WYSIŁKU FIZYCZNEGO NA FORMOWANIE
SYNERGII MOTORYCZNYCH**

ROZPRAWA NA STOPIEŃ DOKTORA NAUK O KULTURZE FIZYCZNEJ

Promotor

Prof. dr hab. Grzegorz Juras

Katowice 2021

PODZIĘKOWANIA

W czasie powstawania niniejszej pracy zmieniłem się, dojrzałem nie tylko jako osoba prywatna, ale także jako osoba zajmująca się nauką. Postawienie sobie tak dużego wyzwania jakim było napisanie rozprawy w niniejszej tematyce oraz wkradający się perfekcjonizm (z którym nieustannie walczę!) na różnych etapach eksperymentu sprawiły, że ostatnie kilka lat były czasem nieustannej, trudnej i wymagającej, aczkolwiek bardzo satysfakcjonującej pracy naukowej. Nie był bym sobą, gdybym nie odczuwał potrzeby wypowiedzi i nie podjął w tym miejscu próby wyrażenia swojej wdzięczności tak wielu osobom, odpowiedzialnych za moją metamorfozę. Jestem szczęśliwy, że nasze drogi życiowe się skrzyżowały, co pozwoliło mi rozwijać skrzydła z każdym kolejnym dniem spędzonym w laboratorium (i nie tylko!). Spróbuję zatem podziękować, zachowując jednak pewną chronologię wydarzeń...

W pierwszej kolejności chciałbym podziękować moim najbliższym. Niniejszą pracę pragnę dedykować moim kochanym Rodzicom, którzy wyposażyli mnie we wszystkie postawy i umiejętności jakich potrzebowałem aby nieustannie się rozwijać, przełamywać kolejne bariery w różnych dziedzinach życia, a także samodzielnie i wytrwale realizować cele, które postanowiłem osiągnąć. Dziękuję za Waszą bezwarunkową miłość i nieustanne wsparcie, niezależnie od napotkanych problemów i trudności. W dalszym ciągu zastanawiam się (i nie wiem!) w jaki sposób udało się Wam zaszczerpić we mnie wręcz niezdrową ciekawość świata, odwagę w zadawaniu pytań oraz upartość i cierpliwość w dążeniu do spełniania marzeń. Chciałbym również podziękować mojemu młodszemu bratu, który nieustannie inspirował i motywował mnie do stawiania przed sobą coraz trudniejszych zadań. Chęć dawania „dobrego” przykładu i brak obierania drogi „na skróty” pozwoliły mi wyrobić w sobie nawyki, które z pewnością pozwoliły mi być właśnie w tym miejscu, w którym się obecnie znajduje. Dziękuję także mojej partnerce, najlepszej przyjaciółce, przyszłej żonie Annie, przede wszystkim za jej oddanie, wsparcie i cierpliwość, którymi obdarzyła mnie w czasie ostatnich lat, zwłaszcza w tych momentach kiedy trudności i problemy zajmowały więcej mojej uwagi i czasu niż powinny (zwłaszcza gdy słynna funkcja nie działała tak jak chciałem, o dziwo bez podania wyraźniej przyczyny!). To właśnie moi najbliżsi jako pierwsi zasugerowali mi abym spróbował wykorzystać swoje atuty i możliwości w karierze naukowej.

Przełomowym wydarzeniem w moim dotychczasowym rozwoju naukowym było poznanie dr Mariusza Furmanka, dzięki któremu (idąc za sugestią najbliższych) stałem się jednym z członków studenckiego koła naukowego przy Katedrze Motoryczności, realizując swoje pierwsze projekty badawcze. Chciałbym w tym miejscu serdecznie podziękować dr Furmankowi za opiekę nad pierwszymi projektami, odpowiedzi na niezliczone pytania oraz

za przygotowanie mnie do prowadzenia dyskusji naukowych oraz przedstawienia własnych osiągnięć. Ponadto, dziękuję za nieocenioną pomoc w czasie pisania niniejszej rozprawy, za wielogodzinne (najczęściej nocne) rozmowy na linii Katowice-Boston, gdzie zmuszał mnie do coraz większego wysiłku przy rozwiązywaniu aktualnych metodologicznych problemów oraz za cierpliwość i odpowiedzi na zadawane przeze mnie pytania.

Praca naukowa (lub jej namiastka) w studenckim kole pozwoliła mi jednak poznać osobę, bez której powstanie niniejszej pracy nie byłoby możliwe. Chciałbym bardzo mocno podziękować Prof. dr hab. Grzegorzowi Jurasowi za przygarnięcie mnie pod swoje skrzydła jako magistranta, a także za zaufanie, promowanie i chęć sprawowania opieki nade mną podczas pisania niniejszej rozprawy. Dziękuję Profesorowi za okazanie mi niezliczonych pokładów cierpliwości (zwłaszcza podczas długich spotkań i dyskusji na pierwszym piętrze, nawet jeśli przygotowane przeze mnie wątpliwości i wnioski zajmowały kilkadziesiąt slajdów prezentacji!), za wysokie oczekiwania w kontekście jakości mojej pracy (które mam nadzieję spełniłem), za naciskanie mnie, abym nie obawiał się trudnych rozwiązań, za testowanie limitu moich możliwości, a także za pochwały które pozwalały w trudniejszych momentach pracy zaczerpnąć świeżego powietrza i spojrzeć na powstające problemy z innej perspektywy (dużo częściej Profesor motywował mnie do dalszej pracy przypisując mi jednak łatkę „czarnej owcy” podczas spotkań w laboratorium!). Jestem Profesorowi dozgonnie wdzięczny za opiekę, promotorstwo i przede wszystkim za wyrozumiałość w powolnym, aczkolwiek systematycznym dążeniu do powstania niniejszej pracy. Jestem szczęśliwy, że dzięki Profesorowi mogę rozwijać swoją karierę naukową w Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, a także stawać się coraz to lepszym naukowcem!

Chciałbym również serdecznie podziękować wszystkim członkom Katedry Motoryczności Człowieka: dr hab. Prof. AWF Grzegorzowi Sobocie, za pomoc i cenne uwagi dotyczące stworzonego urządzenia pomiarowego, dr hab. Prof. AWF Bogdanowi Bacikowi, za trudne dyskusje oraz zrozumienie, że to biomechanika i jej zasady są kluczem i językiem do lepszego zrozumienia działania procesów w kontroli motorycznej, dr hab. Prof. AWF Kajetanowi Słomce za wsparcie, sugestie i cenne dyskusje (stąd studia informatyczne), dr Annie Brachman za trudne pytania i przywoływanie mnie do porządku, kiedy „coś” wydawało się zbyt skomplikowane, mgr inż. Wojciechowi Marszałkowi za naukę i pomoc w sytuacjach, gdzie wspomniana wyżej matlabowska funkcja odmawiała współpracy, mgr inż. Eugeniuszowi Janikowskiemu za konsultacje statystyczne (który to odesłał mnie na studia matematyczne, nad czym głęboko się zastanawiam!), a także moim koleżankom z słynnego w murach uczelni pokoju 28, oraz 27. Dziękuję za wsparcie, dziękuję za wszystko!

SPIS TREŚCI

Wykaz skrótów zastosowanych w pracy	7
WSTĘP	10
ROZDZIAŁ I TEORETYCZNO–EMPIRYCZNE WPROWADZENIE DO PROBLEMATYKI PRACY	12
1.1 Zmienność i nadmiarowość w procesie kontroli ruchów	14
1.2 Synergie motoryczne w naukach o ruchu człowieka	23
1.2.1 Synergie A w ujęciu patologicznych wzorców ruchowych	24
1.2.2 Synergie B w ujęciu synergii mięśniowych (M-modes)	25
1.2.3 Synergie C w ujęciu organizacji działania układu nerwowego	28
1.2.4 Hierarchiczna organizacja kontroli synergii motorycznych	31
1.3 Synergie motoryczne, a wysiłek fizyczny i zmęczenie.....	35
1.4 Synergie motoryczne, a wysiłek w świetle piśmiennictwa	37
ROZDZIAŁ II PROBLEMATYKA BADAWCZA: ZAŁOŻENIA I CEL PRACY	52
2.1 Cel pracy	53
2.2 Pytania badawcze	53
2.3 Hipotezy badawcze	53
ROZDZIAŁ III MATERIAŁ, METODY I NARZĘDZIA BADAWCZE	54
3.1 Materiał badań.....	54
3.2 Metody i narzędzia badawcze	55
3.2.1 Bioelektryczna aktywność mięśniowa	55
3.2.2 Układ Pomiarowy „DIATOS”	58
3.3 Procedura badawcza trzeciego etapu badań (badania właściwe)	68
3.4 Przetwarzanie zebranych sygnałów	77
3.4.1 Przetwarzanie danych zebranych z czujników siły.....	77
3.5.2 Przetwarzanie sygnału EMG	79
3.4.3 Analiza widmowa sygnału EMG z wykorzystaniem transformacji Fouriera..	81
3.4.4 Analiza synergii B w ujęciu synergii mięśniowych (M-modes)	84

3.4.5 Analiza synergii C w ujęciu organizacji działania układu nerwowego	88
3.5 Metody analizy statystycznej.....	91
ROZDZIAŁ IV WYNIKI BADAŃ	94
4.1 Wyznaczenie niezbędnej ilości powtórzeń badanego zadania motorycznego w celu zastosowania analizy UCM	95
4.2 Wpływ wysiłku fizycznego na wykonanie badanego zadania motorycznego	99
4.2.1 Wpływ wysiłku fizycznego na generowane siły przez kończyny górne	100
4.2.2 Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni-EMG.....	102
4.2.3 Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG	107
4.3 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych.....	118
4.3.1 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii mięśniowych (B)	118
4.3.2 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych (C).....	126
ROZDZIAŁ V DYSKUSJA	137
5.1 Wyznaczenie minimalnej ilości powtórzeń badanego zadania motorycznego w celu zastosowania analizy UCM	138
5.2 Wpływ wysiłku fizycznego na wykonanie badanego zadania motorycznego....	142
5.3 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych	149
ROZDZIAŁ VI WNIOSKI	162
BIBLIOGRAFIA:.....	163
Streszczenie pracy w języku polskim.....	190
Streszczenie pracy w języku angielskim	192
Spis rycin	194
Spis tabel.....	200
ANEKS.....	209
Załącznik nr 1: Zaproszenie do udziału w badaniach.....	210
Załącznik nr 2: Szczegółowa charakterystyka badanych grup	212
Załącznik nr 3: Wykorzystany kwestionariusz ręczności badanych	214

Załącznik nr 4: Formularz zgody badanego na udział w eksperymencie.....	215
Załącznik nr 5: Przegląd stanu techniki w zakresie aparatury pomiarowej do pomiaru synergii motorycznych z wykorzystaniem koncepcji UCM	216
Załącznik nr 7: Przegląd badań wykorzystujących analizę UCM w zakresie stosowanej liczby powtórzeń oraz intensywności wykonywanego zadania motorycznego	220
Załącznik nr 8: Wyniki surowe zastosowanej skali Borga w III etapie badań	221
Załącznik nr 9: Szczegółowe wyniki statystyki opisowej	222
Załącznik nr 10: Wyniki analizy rzetelności dla przyjętej procedury badawczej w III etapie badań (w badaniach właściwych).....	236
Załącznik nr 11: Szczegółowe wyniki przeprowadzonych analiz	242

Wykaz skrótów zastosowanych w pracy

W kolejności pojawienia się w tekście rozprawy:

TED Global (ang. *Technology, Entertainment i Design*) - konferencja naukowa TED;

UCM (ang. *Uncontrolled Manifold Hypothesis*) - teoria niekontrolowanej rozmaitości;

OUN ośrodkowy układ nerwowy;

ANIO (ang. *Analytical Inverse Optimization*) - metoda optymalizacji dla problemu Bernsteina;

GEM (ang. *Goal – Equivalent Manifold*) - metoda analizy zmienności (wariancji);

TCN (ang. *Tolerance – Covariation–Noise*) - metoda analizy zmienności (wariancji);

Synergie A - synergie motoryczne w ujęciu patologicznych wzorców ruchowych;

Synergie B - synergie motoryczne w ujęciu synergii mięśniowych (*M-modes*);

PCA (ang. *Principal Component Analysis*) - analiza składowych głównych;

ICA (ang. *Independent Component Analysis*) - odmiana analizy czynnikowej;

NMF (ang. *NonNegative Matrix Factorization*) - nieujemna faktoryzacja macierzowa;

M–MODES (ang. *muscle modes*) - synergie B, synergie mięśniowe;

Synergie C - specyficzna organizacja działania układu nerwowego, zapewniająca kowariancję zaangażowanych w ruch struktur układu ruchu, która utrzymuje występującą w układzie wariancję na niskim poziomie dla zmiennych zapewniających efektywną realizację ruchu;

EV (ang. *Elemental Variables*) - zmienne niezależne, odpowiedzialne za wykonanie ruchu;

PV (ang. *Performance Variables*) - zmienne zależne, odpowiedzialne za wykonanie zadania;

V_{UCM} (ang. *good variability*) - zmienność pozytywna, wariancja wewnątrz podprzestrzeni UCM;

V_{ORT} (ang. *bad variability*) - zmienność negatywna, wariancja wewnątrz podprzestrzeni ORT;

ΔV (ang. *synergy index*) - wskaźnik synergii motorycznych;

RC (ang. *referent configuration*) - hipoteza konfiguracji referentnej;

PRISMA (ang. *Preffered Reporting Items for Systematic Reviews and Meta – Analysis*);

EMG - bioelektryczna aktywność mięśniowa;

MVC (ang. *Maximal Voluntary Contraction*) - maksymalny skurcz mięśniowy;

MVF (ang. *Maximal Voluntary Force*) - maksymalna generowana siła;

M - mężczyźni;

K - kobiety;

RMS (ang. *Root-Mean-Square*) - średnia kwadratowa, aktywność bioelektryczna mięśni, znormalizowana do wyniku testu MVC;

BD - brak danych;

BB - m. biceps brachii;

- BR** - *m. brachialis*;
- BRD** - *m. brachioradialis*;
- FCR** - *m. flexor carpi radialis*;
- FCU** - *m. flexor carpi ulnaris*;
- DIATOS** (*ang. Diagnostic and Training of Synergy*) - urządzenie pomiarowe;
- PCB** (*ang. Printed Circuit Board*) - płytki obwodu drukowanego;
- ICC** (*ang. Intraclass Correlation Coefficient*) - współczynnik rzetelności;
- SEM** (*ang. Standard Error Measurement*) - standardowy błąd pomiarowy;
- CI** (*ang. Confidence Interval*) - przedział ufności;
- MDD** (*ang. Minimum Detectable Difference*) - minimalna, wykrywalna różnica pomiarowa;
- Df** - stopnie swobody;
- BW1** Sesja 1 – brak wysiłku;
- SND2** Sesja 2 – wysiłek statyczny dla kończyny niedominującej;
- DD3** Sesja 3 – wysiłek dynamiczny dla kończyny dominującej;
- SDND4** Sesja 4 – wysiłek statyczny dla obu kończyn górnych;
- DDND5** Sesja 5 – wysiłek dynamiczny dla obu kończyn górnych;
- SD6** Sesja 6 – wysiłek statyczny dla kończyny dominującej;
- DND7** Sesja 7 – wysiłek dynamiczny dla kończyny niedominującej;
- BW8** Sesja 8 – brak wysiłku;
- 1RM** (*ang. one repetition maximum*) - jedno powtórzenie maksymalne;
- FFT** (*ang. Fast Fourier Transform*) - szybka transformata Fouriera;
- PSD** (*ang. Power Spectral Density*) - widmo gęstości mocy;
- MNF** (*ang. Mean Frequency*) - średnia częstotliwość widma gęstości mocy;
- MDF** (*ang. Median Frequency*) - mediana częstotliwości widma gęstości mocy;
- PKF** (*ang. Peak Frequency*) - szczyt częstotliwości widma gęstości mocy;
- MNP** (*ang. Mean Power*) - średnia moc widma gęstości mocy;
- D** - kończyna dominująca;
- ND** - kończyna niedominująca;
- M1** - *M-mode 1*;
- M2** - *M-mode 2*;
- S** - wysiłek wykonywany w warunkach statycznych;
- D** - wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych;
- DND** - wysiłek wykonywany przez obie kończyny;
- F_{TOT}** - suma sił generowanych przez obie kończyny górne;

Sila_DND - suma generowanych sił z obu kończyn;

Sila_D - generowana siła przez kończynę dominującą;

Sila_ND - generowana siła przez kończynę niedominującą;

Różnica_DND - różnica w poziomie generowanej siły pomiędzy kończynami;

Błąd_DND - błąd popełniony przez badanego, odległość od zadanego celu;

Borg_O - ocena ciężkości wysiłku całego ciała wg subiektywnego odczucia badanych;

Borg_R - ocena ciężkości wysiłku ramion wg subiektywnego odczucia badanych;

ΔV_z - zlogarytmizowany wskaźnik synergii motorycznych;

VAF (ang. Variance Accounted For) - ilość wyjaśnianej wariancji przez wyznaczone czynniki;

V_{UCMF} (ang. good variability) - zmienność pozytywna, wariancja wewnątrz podprzestrzeni UCM dla sił;

V_{ORTF} (ang. bad variability) - zmienność negatywna, wariancja wewnątrz podprzestrzeni ORT dla sił;

ΔV_{ZF} - zlogarytmizowany wskaźnik synergii motorycznych dla sił;

V_{UCMEMG} (ang. good variability) - zmienność pozytywna, wariancja wewnątrz podprzestrzeni UCM dla sygnału EMG;

V_{ORTEMG} (ang. bad variability) - zmienność negatywna, wariancja wewnątrz podprzestrzeni ORT dla sygnału EMG;

ΔV_{ZEMG} - zlogarytmizowany wskaźnik synergii motorycznych dla sygnału EMG;

V_{SILAD} - uzyskana wariancja dla siły kończyny dominującej;

V_{SILAND} - uzyskana wariancja dla siły kończyny niedominującej;

V_{Mmode1} - uzyskana wariancja dla pierwszego z wyznaczonych M-modes;

V_{Mmode2} - uzyskana wariancja dla drugiego z wyznaczonych M-modes;

ME (ang. Motor Equivalent) - równoważnik motoryczny, alternatywna odmiana V_{UCM} ;

nME (ang. non-Motor Equivalent) - równoważnik motoryczny, alternatywna odmiana V_{ORT} ;

WSTĘP

„Dlaczego my i inne zwierzęta mamy mózgi?” Powyższym pytaniem do słuchaczy konferencji TED Global (*ang. Technology, Entertainment i Design*) w 2011 roku rozpoczął swoje wystąpienie pracujący w Uniwersytecie Columbia (New York, USA) profesor neuronauki (*ang. neuroscience*) Daniel Wolpert. Podczas 20-minutowej prelekcji przekonywał audytorium o tym, że nadrzędnym celem i funkcją układu nerwowego jest przede wszystkim wykonywanie kontrolowanych i efektywnych ruchów, adekwatnych do aktualnych warunków zewnętrznych. Wspomniana tutaj kontrola, określana również mianem koordynacji ruchowej jest wpisana we wszelkie potrzeby, możliwości i zachowania ruchowe człowieka (Raczek 2010). Chcąc zilustrować proces kontroli ruchów oraz jego znaczenie, można przywołać obrazy pochodzące z codziennych aktywności ruchowych takich jak: utrzymywanie równowagi ciała podczas przemieszczania się (u osób w różnym wieku oraz w różnych stanach chorobowych), otwieranie drzwi „łokciem”, trzymając jednocześnie w dłoni kubek z gorącą kawą, wykonywanie obowiązków zawodowych, czy wypełnianie zadań techniczno-taktycznych w sporcie wyczynowym.

Wraz z biegiem czasu i postępowaniem cywilizacyjnym następuje nieustanny wzrost wymagań w kontekście efektywnej kontroli ruchów, niemal w każdym aspekcie życia człowieka. Proces opisywanej wyżej kontroli (koordynacji) ruchów rozpatrywany jest w dwóch znaczeniach: 1) jako proces sterowania i regulacji czynności ruchowych, 2) jako zespół specyficznych koordynacyjnych zdolności motorycznych (Juras, 2003; Raczek i wsp. 2003; Raczek, 2010). W dalszych etapach analizy procesu kontroli ruchów, można go rozpatrywać w różnej skali: mikro–na poziomie skoordynowanej pracy (nerwowo-mięśniowej, kontrola jednostek motorycznych) włókien podczas skurczów mięśniowych lub neuronów w przesyłaniu impulsów nerwowych; oraz makro–podczas ruchów poszczególnych kończyn i całego ciała (Turvey 1990). Pośród koncepcji, teorii i modeli dotyczących mechanizmów kontroli ruchów jedną z najbardziej interesujących wydaje się być koncepcja niekontrolowanej rozmaitości (*ang. Uncontrolled Manifold Hypothesis–UCM*) zaproponowana przez Scholza i Schönera (1999). UCM umożliwia analizę występowania zjawiska zmienności ruchu w czasie, lub powtarzalności jego wykonania z powtórzenia na powtórzenie (Schöner 1990). W kontroli motorycznej znalazła zastosowanie przede wszystkim w ocenie synergii motorycznych, rozumianych jako współdziałanie części ciała odpowiedzialnych za wykonywanie ruchów (Latash i Zatsiorsky, 2016). W piśmiennictwie na temat synergii motorycznych, istnieje relatywnie niewielka ilość prac dotyczących aspektu wykonywania wysiłków fizycznych o różnym charakterze oraz wykonywania czynności obustronnych/symetrycznych. Być może,

wynika to z faktu iż zastosowanie koncepcji UCM i analiza synergii motorycznych komplikuje się wraz z ilością zaangażowanych elementów w wykonanie zadania ruchowego. Aspekt wykonywania wysiłków fizycznych i ich wpływu na kontrolę ruchów nie jest tak dobrze poznany jak w przypadku wykonywania wysiłków siłowych lub wytrzymałościowych w obszarach fizjologii wysiłku fizycznego czy teorii treningu sportowego. Pomimo szybkiego rozwoju takich dyscyplin naukowych jak kinezylogia czy neurofizjologia oraz technologii badawczych, przedstawione zagadnienie wpływu wysiłków fizycznych na proces kontroli wykonywanych ruchów przez człowieka, wydaje się być ważne poznawczo oraz w dalszym ciągu nie w pełni poznane. Wnioski wynikające z prowadzonych badań w powyższej tematyce mogą zostać zaimplementowane do wielu sfer życia człowieka m.in. poprawy warunków ergonomii ruchu (w życiu zawodowym), przełamywania kolejnych barier ruchowych (we współzawodnictwie sportowym), oraz do lepszego zrozumienia funkcjonowania układu nerwowego u osób po zdiagnozowaniu różnych jednostek chorobowych m. in. chorób neurodegeneracyjnych.

Wpisując się w nurt prowadzonych badań przez Katedrę Motoryczności Człowieka w Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, w zakresie kontroli wykonywanych ruchów, w niniejszej dysertacji podjęto próbę określenia wpływu wykonania wysiłku fizycznego kończyn górnych w różnych warunkach na proces formowania synergii motorycznych. Z uwagi na ubogie piśmiennictwo na temat synergii motorycznych opublikowane w języku polskim (zaledwie kilka pozycji będących pozycjami zwartymi oraz brak prac empirycznych), rozszerzono tematykę pierwszego rozdziału dysertacji (teoretyczno – empiryczne wprowadzenie do jej problematyki). Ponadto, z powodu wyżej wymienionych przesłanek, w rozdziale pierwszym przedstawiono szersze spojrzenie na kierunki badań, w których stosowana jest analiza synergii motorycznych, ze szczegółową analizą tylko tych prac, które spełniały kryteria włączenia dla niniejszej rozprawy. Z racji opisu zastosowanych teorii w języku angielskim i brak ich odpowiedników w języku polskim, zdecydowano się korzystać z ich oryginalnego nazewnictwa (dokonując prób zastosowania polskich odpowiedników, tam gdzie było to możliwe).

ROZDZIAŁ I

TEORETYCZNO–EMPIRYCZNE WPROWADZENIE

DO PROBLEMATYKI PRACY

Wśród wieloletniej tradycji badań nad koordynacją ruchów człowieka, opracowano wiele teorii i modeli wyjaśniających mechanizmy kontroli motorycznej. Obecnie, istniejące koncepcje można przydzielić do dwóch znacząco różniących się od siebie paradygmatów, określonych w piśmiennictwie jako koncepcje opisu strukturalnego (*ang. motor approach*) oraz koncepcje opisu funkcjonalnego (*ang. action approach*).

Teorie należące do grupy koncepcji opisu strukturalnego dominowały w drugiej połowie XX wieku, z uwagi na gwałtowny rozwój technologii informatycznych. Jako ich podstawowe założenie przyjmuje się analogię człowiek – komputer, a głównym przedmiotem poznania jest proces przetwarzania informacji przez układ nerwowy (mechanizmy sprzężenia zwrotnego, centralnej reprezentacji ruchu itp.). Wraz z początkiem XXI wieku koncepcje te, zaczęły tracić na znaczeniu. Rozwój cybernetyki oraz mnogość badań empirycznych ukazywały kolejne wątpliwości i zastrzeżenia wobec uznawanych modeli kontroli ruchu w aspekcie procesu przetwarzania informacji. Dostrzeżono nieścisłości pomiędzy pracą maszyny, a działaniem procesów fizjologicznych (w przypadku opisu zachowań motorycznych człowieka nie można stosować terminów „zużycie czasu” lub „wielkość pamięci”, wykorzystywanych do opisu mikroprocesorów czy pamięci operacyjnej komputera). Analogie technologiczne doprowadziły do pominięcia biopsychicznych aspektów kontroli ruchu, a także minimalizowania interakcji człowieka ze środowiskiem. Z biegiem czasu sposób postrzegania koncepcji opisu strukturalnego zmienił się, a urządzenia technologiczne zaczęto konstruować na podobieństwo funkcjonowania układu nerwowego człowieka.

Koncepcje opisu funkcjonalnego wywodzą się z alternatywnych poszukiwań wyjaśniających efektywną kontrolę ruchów, związanych z postrzeganiem układu ruchu człowieka, jako samoorganizującego się systemu (Turvey, 1977; Kelso i Schoner, 1988). Są to teorie opisujące kontrolę ruchów jako efekt działania wewnątrzorganicznych procesów wraz z ich interakcjami ze środowiskiem zewnętrznym. W ramach *action approach* wyróżnia się m.in. koncepcje synergetyczne – uznające procesy wzajemnego oddziaływania jako podstawę funkcjonowania złożonego, niestabilnego systemu kontroli ruchów. Przedmiotem naukowego poznania w synergetyce są procesy powstawania i utrzymywania stanów porządku oraz rozwój struktur w samoorganizujących się złożonych systemach (Raczek 2010), definiowanych jako układy, gdzie stale doprowadzana jest energia, materia lub informacja wraz ze zdolnością do

emergentnej samoorganizacji. Definicja ta, jest zgodna z pojęciem układów dynamicznych opisywanych w fizyce jako zachowania zespołów obiektów makroskopowych, które mogą wymieniać energię we wszystkich jej postaciach (Jaroszyk 2002). Korzystając także z narzędzi opisu matematycznego, poprzez pojęcie układu dynamicznego przyjmuje się relację opisującą dany punkt w przestrzeni w funkcji czasu (Schöner 2002). Głównym walorem koncepcji synergetycznych jest analiza dynamiki całego układu na wspomnianym wyżej poziomie makroskopowym (bez wnikania w pojedyncze elementy systemu). Zgodnie z powyższym, w układzie dynamicznym pod wpływem określonych warunków brzegowych poprzez proces samoorganizacji, tworzą się stany porządku. Wspomniany proces samoorganizacji definiowany jest jako nieodwracalna zmiana stanu układu, prowadząca do stworzenia jego nowej struktury wskutek wzajemnych oddziaływań poszczególnych jego elementów. Stały dopływ energii pozwala układowi na rozwój atraktorów w przestrzeni fazowej układu, czyli czasowo stabilnych stanów, do których niezależnie od warunków początkowych, będzie zmierzał cały układ (Jaroszyk 2002; Raczek 2010). Stabilne zachowanie danego układu dynamicznego warunkowane jest poprzez efektywne przechodzenie układu z jednego atraktora do drugiego w skutek występowania krytycznych fluktuacji (Glazier i wsp. 2006). Sposobem opisu zmian powyższych zachowań całego układu są układy równań różniczkowych liniowych oraz nieliniowych (Jaroszyk 2002).

W myśl teorii synergetycznych, proces samoorganizacji w kontroli ruchów człowieka opisywany jest jako powstawanie nowych struktur, w wyniku współdziałania komponentów sensomotorycznego systemu, bez istotnego oddziaływania czynników zewnętrznych oraz świadomej zamierzonej kontroli (Kelso 1982). Kontrola motoryczna jest utożsamiana jako złożony, nieliniowo zmieniający się oraz samoorganizujący układ dynamiczny. W powyższym aspekcie postrzegania koordynacji ruchów, głównym przedmiotem badań empirycznych są zjawiska nagłych zmian wzorców ruchowych, stanów stabilności, a także zmienności ruchów. Nadrzędną zaletą omawianego wyżej podejścia w badaniach nad kontrolą motoryczną jest możliwość analizy powyższych zjawisk, przedstawiając je w funkcji czasu.

1.1 Zmienność i nadmiarowość w procesie kontroli ruchów

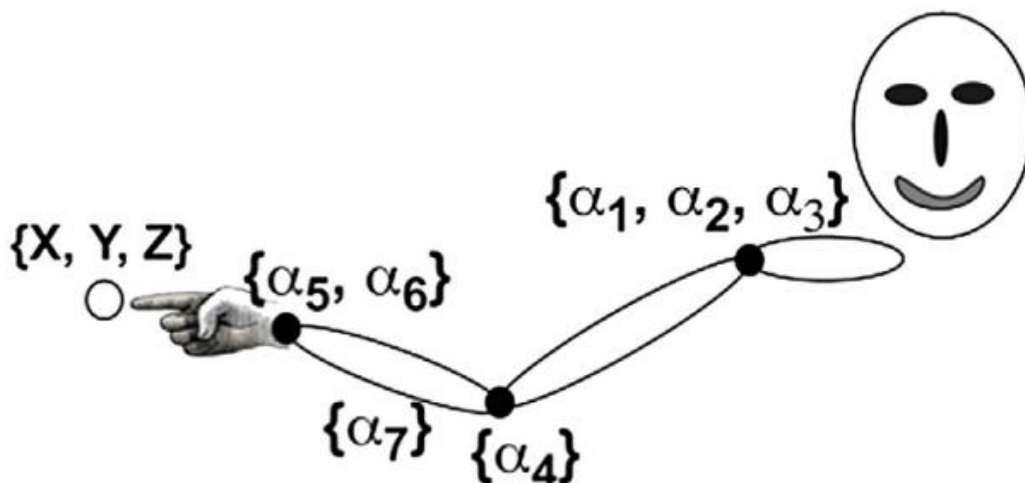
Zmienność działania ruchowego (*ang. motor variability*), można zaobserwować niemal dla każdej wykonywanej czynności ruchowej (Latash 2012a). W naukach o ruchu człowieka postrzegana jest na wiele różnych sposobów (Newell i Corcos, 1993). W ujęciu tradycyjnym, poprzez koncepcje kognitywne i behawiorystyczne, uznaje się zmienność jako źródło komplikacji i problemów dla procesów efektywnej kontroli ruchu (Newell i Slifkin, 1998). Z powodu negatywnego postrzegania zjawiska zmienności oraz dużej ilości badań empirycznych u pacjentów cierpiących na różne jednostki chorobowe (szerokie spektrum zaburzeń wykonywanych ruchów oraz charakteryzująca je duża zmienność), zaczęto utożsamiać ją jako patologię (Hamill i wsp. 2006). Wraz z dalszym rozwojem koncepcji *motor approach* oraz gwałtownym rozwojem technologii informatycznych oficjalnie uznano ją jako przeciwieństwo stanu stabilności (Williams i wsp. 1999). W latach 50-tych i 60-tych, poprzez rozwój inżynierii informacji, zmienność zaczęto postrzegać jako zakłócenia (artefakty), które w skuteczny sposób nie pozwalają na efektywne przekazywanie informacji i pełną kontrolę wykonywanych ruchów (Fitts 1954). Kolejni badacze zjawiska zmienności (Schmidt i wsp. 1979) klasyfikowali ją jako proporcjonalne odchylenia standardowe w stosunku do generowanych sił w układzie ruchu (Newell i wsp. 1980). Inni z kolei, przy definiowaniu zjawiska zmienności, stosowali model zakładający występowanie zakłóceń w każdym poleceniu wykonania ruchu (rozkazie) docierającym z ośrodkowego układu nerwowego (OUN) do obwodowego układu nerwowego (Harris i Wolpert, 1998; Jones i wsp. 2002). Jeszcze inni, zakładali występowanie zjawiska zmienności, nie podczas wykonywania danej czynności ruchowej, lecz w trakcie przygotowań układu ruchu do jej wykonania (Churchland i wsp. 2006; Duarte i Latash, 2007). Reasumując, przedstawione wyżej wymienione koncepcje postrzegania zmienności ruchów, opisują ją przez pryzmat zakłóceń, niepozwalających na pełną i efektywną kontrolę wykonywanych ruchów przez człowieka. Innymi słowy, stawiają ją w ujęciu negatywnym.

Istnieją jednak alternatywne koncepcje w stosunku do tradycyjnego postrzegania zjawiska zmienności, które przypisują jej pozytywne znaczenie. Począwszy od układów dynamicznych, gdzie pozwala płynnie przechodzić z jednego atraktora do drugiego, przez rezonans stochastyczny (Benzi i wsp. 1981), aż po wyniki badań pacjentów z różnymi jednostkami chorobowymi (powodującymi zaburzenia efektywnej kontroli wykonywanych ruchów), uzyskanymi poprzez wykorzystanie nowoczesnych narzędzi i technologii badawczych. Pacjenci charakteryzowali się niższym poziomem zmienności ruchu w stosunku

do osób zdrowych (Horak i wsp. 1992; Newell i wsp. 1993; Van Emmerik i Van Wegen, 2002). W oparciu o powyższe przesłanki, postrzeganie zjawiska zmienności doznało diametralnej zmiany (ze stanu patologii przeszło w pożądaną stan normalności). Traktowanie zmienności jako normy stanu zdrowia człowieka, potwierdziły również inne badania, w których zaobserwowano występowanie zależności zmienności od czasu (Pincus i Goldberger, 1994), gdzie u pacjentów z arytmia odnotowano mniej zmienną częstość skurczów serca. Ponadto, odnotowano spadek zmienności wykonywanych ruchów, nie tylko wśród pacjentów (różnych jednostek chorobowych), ale także u osób w wieku starszym (Vaillancourt i Newell, 2002). Innym aspektem postrzegania zmienności jako funkcjonalnej i koniecznej dla wykonywania ruchów, jest wbrew pozorom jej uporządkowana struktura (Newell i wsp. 2006). Dowody potwierdzające istnienie zorganizowanej struktury zmienności stanowią przeprowadzone analizy w kontekście występujących częstotliwości wykonywania ruchów (dowiedziano ich skalowanie w czasie wykonywania różnych czynności ruchowych) (Chen i wsp. 1997; Riley i wsp. 1997; Van Orden i wsp. 2003). Ostatnim aspektem postrzegania zjawiska zmienności jako korzystnego dla procesu kontroli ruchów jest traktowanie jej jako płynnej struktury, organizującej się w konkretny (specyficzny) sposób w stosunku do danego zadania ruchowego (Bernstein 1967). W tym ujęciu, zdolność układu ruchu do poszukiwania alternatywnych sposobów poruszania się, zapewniających efektywną kontrolę, wbrew występującym ograniczeniom może być wykorzystywana podczas wykonywania wielu powtórzeń tego samego ruchu (Edelman i Gally, 2001). Podsumowując, istnieją istotne przesłanki, które negują tradycyjne postrzeganie zmienności jako zjawiska niepożądanego. Zmienność działania ruchowego, może zapewniać właściwą adaptację procesu kontroli ruchów w kontekście zmieniających się warunków zewnętrznych i wewnętrznych (Herzfeld i Shadmehr 2014). Występująca uporządkowana struktura zmienności pozwala na przeprowadzenie analiz w kontekście czasu, częstotliwości oraz występowania kilku tych samych powtórzeń jednej czynności ruchowej. Z biegiem czasu, oraz postępowaniem opisu matematycznego zmienność traktuje się jako jeden z kluczowych aspektów motorycznego uczenia się oraz wykonywania ruchów przez człowieka (Saltzman i Kelso, 1987; Riley i Turvey, 2002; Hamill i wsp. 2006; Latash i wsp. 2007; Latash, 2008b, 2010b).

Poprzez występowanie zjawiska zmienności, podczas wykonywania czynności ruchowych, nie jest możliwe, aby wykonać dwa ruchy w ten sam-identyczny sposób (Latash 2008b). Analiza wykonywanych ruchów, na różnym poziomie (mikro, makro itp.), pozwala dostrzec większą ilość zaangażowanych struktur układu ruchu w ich wykonanie, niż jest to aktualnie konieczne (Latash 2012a). W naukach o ruchu człowieka powyższe zjawisko

określa się mianem nadmiarowości (*ang. motor redundancy*), oznaczającej posiadanie większej ilości struktur układu ruchu, które formalnie nie są aktualnie niezbędne i potrzebne do wykonania danej czynności ruchowej, jednak mogą stać się użyteczne dla OUN pod pewnymi warunkami (Latash i Zatsiorsky, 2016). Aby zobrazować istotę zjawiska nadmiarowości motorycznej, posłużono się przykładem człowieka wybierającego numer piętra w windzie, na które ma zamiar wjechać (poprzez wykonanie ruchu kończyną górną).

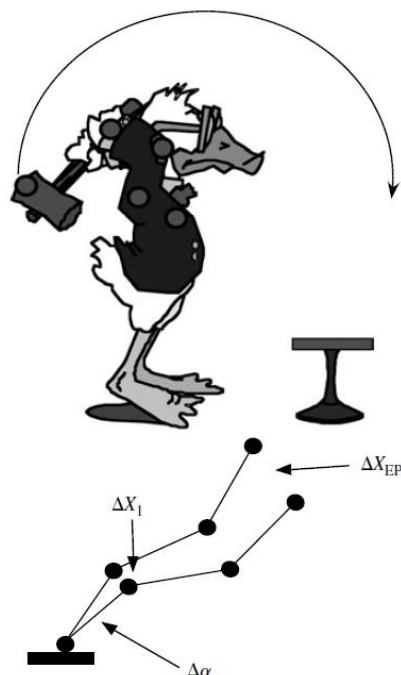


Ryc. 1 Przykład występowania nadmiarowości motorycznej
dla ruchu kończyny górnej (Latash i Zatsiorsky, 2016)

Kończyna górna posiada co najmniej siedem stopni swobody ruchu (Ryc. 1): trzy w stawie ramiennym (α_1 , α_2 , α_3), jeden w stawie łokciowym (α_4), dwa w stawie promieniowo – nadgarstkowym (α_5 , α_6) i jeden pomiędzy nimi (α_7) odpowiedzialny za czynności nawracania i odwracania (pronacja, supinacja) (dla potrzeb powyższego przykładu zignorowano ruchy palców u dłoni oraz łopatki). Ponadto, miejsce w którym znajduje się przycisk wyboru piętra można opisać trzema współrzędnymi w przestrzeni trójwymiarowej (X, Y, Z). Decydując się na wykonanie ruchu wyboru piętra, należy znaleźć poprawną pozycję każdej koordynaty (jej umiejscowienie w przestrzeni) wraz z prawidłowymi wartościami przyjętych kątów w wyżej wymienionych stawach, co wiąże się z rozwiązaniem przez OUN trzech równań (z co najmniej siedmioma niewiadomymi). Z racji tak dużej kompleksowości obliczeń, powyższy ruch można wykonać niemal na nieskończoną liczbę sposobów.

Prekursorem w badaniach nad zmiennością oraz występowaniem zjawiska nadmiarowości ruchów był rosyjski neurofizjolog Nikołai Alexandrovich Bernstein, mianowany twórcą nauk o kontroli ruchów człowieka, a także „ojcem” współczesnych systemów kinematycznej analizy ruchu (Latash 2008a). W latach 20-tych przeprowadził

przełomowe badania w grupie zawodowych kowali, analizując ich ruchy kończyn górnych podczas uderzania młotem o kowadło (Bernstein 1930). Podczas przeprowadzania pomiarów wykorzystał nowatorskie narzędzie badawcze – kimocyklograf, mający służyć do rejestrowania wykonywanych ruchów (do różnych segmentów ciała badanych osób przyczepiono skomponowany zestaw elektrycznych żarówek).



Ryc. 2 Analiza uderzenia młotem o kowadło przez zawodowych kowali (Latash 2008a)

W przywołanym eksperymencie, założono, że każde odchylenie od wyznaczonej średniej kątowej trajektorii ruchu w stawach położonych proksymalnie ($\Delta\alpha$) będzie prowadziło do wzrostu odchylen w bardziej dystalnych stawach (ΔX_1) oraz w stosunku do wykorzystywanego przyboru (ΔX_{EP} – położenie młota w przestrzeni) (Ryc. 2). Analiza uzyskanych wyników, obaliła postawioną wyżej hipotezę. Zawodowi kowale, wykonujący setki powtórzeń badanej czynności ruchowej, wykorzystywali zmienną trajektorię ruchów kończyny górnej podczas wykonywania kolejnych powtórzeń tego samego ruchu. Zaobserwowano większą zmienność występujących trajektorii kątowych w zaangażowanych w ruch stawach, w stosunku do mniej zmiennej trajektorii poruszania się młota w przestrzeni (Latash i Zatsiorsky, 2016). Występująca zmienność ruchu pozwoliła kowalom na efektywne i dokładne wykonywanie zadanych czynności ruchowych (Latash 2008a). Przeprowadzając kolejne badania nad zmiennością i nadmiarowością ruchów, między innymi z udziałem profesjonalnych pianistów (opisane w Kay i wsp. 2003), gdzie Bernstein uzyskał zbliżone wyniki prowadzące do identycznych wniosków. Opierając się na osiągniętych rezultatach zrealizowanych badań,

Bernstein sformułował problem nadmiarowości motorycznej (*ang. problem of motor redundancy*) (Bernstein 1967), opisywany w piśmiennictwie także jako problem Bernsteina (Turvey 1990) (postrzegany jako jedno z kluczowych zagadnień kontroli motorycznej (Latash, 1996; Latash i Zatsiorsky, 2016). W rozumieniu Bernsteina problem nadmiarowości motorycznej dotyczy występowania zbyt dużej liczby stopni swobody ruchu podczas ich wykonywania. Przyjął hipotezę mówiącą o wyszukiwaniu i realizacji przez OUN, jednego charakterystycznego sposobu wykonania danej czynności ruchowej. W drugiej połowie XX wieku problem Bernsteina próbowano rozwiązać poprzez dwa odmienne podejścia (Latash i wsp. 2007; Latash i Zatsiorsky, 2016). Pierwszym z nich była, zaproponowana przez samego Bernsteina redukcja liczby nadmiarowych stopni swobody ruchu (Newell 1991; Vereijken i wsp. 1992). Proponowana redukcja zakładała celowe działanie OUN, stwarzającego specyficzną organizację, ograniczającą liczbę sposobów wykonania danego ruchu. Przykładem zastosowania powyższej koncepcji jest reguła Hennemana, mówiąca o specyficznym porządku rekrutacji jednostek motorycznych podczas wykonywania ruchów, z uwagi na rozmiar α -motoneuronów (Henneman i wsp. 1965). W rezultacie, wprowadzane zostają ograniczenia, które zmniejszają możliwości OUN w aspekcie ilości sposobów rekrutowania jednostek motorycznych (Latash i Zatsiorsky, 2016). Drugim stosowanym paradygmatem rozwiązania problemu Bernsteina jest optymalizacja, oparta na tworzeniu funkcji opisujących wpływ poszczególnych stopni swobody ruchu na jego wykonanie, oraz wybór sposobu poruszania się poprzez minimalizację lub maksymalizację wartości wskazanej funkcji (Seif-Naraghi i Winters, 1990; Rosenbaum i wsp. 1995; Winters, 1995). Podstawowa idea metod optymalizacyjnych jest utożsamiana z regułą ekonomii, zaproponowaną przez Gelfanda i Tsetlina (1966), mówiącą o wykorzystywaniu minimalnej liczby elementów w systemie, by zapobiegać powstawaniu zjawiska nadmiarowości. Wpisując się w ramy optymalizacji, zakłada się rzeczywiste dokonywanie obliczeń przez OUN w kontekście optymalizacji ruchu lub jego działanie według nieznanych zasad i reguł, dające opisać się metodami optymalizacyjnymi (Latash i Zatsiorsky, 2016). W piśmiennictwie wyróżnia się wiele metod optymalizacyjnych stosowanych wśród badaczy problemu nadmiarowości motorycznej z dużą popularnością m.in. w kontekście kosztocłonności wykonania danej czynności ruchowej - aspekty kinematyki (Nelson 1983; Flash i Hogan, 1985), kinetyki (Uno i wsp. 1989), fizjologii – minimalizacja zmęczenia (Hasan 1986; Alexander 2002), psychologii – minimalizacja dyskomfortu (Cruse i wsp. 1990), a także bardziej wyrafinowanych metod takich jak ANIO (*ang. analytical inverse optimization*) oraz odbiór sygnału kontrolnego (informacji zwrotnej) podczas wykonywania ruchu (*ang. optimal feedback control*). Podsumowując, układem

(systemem) redundantnym, w którym występuje nadmiarowość struktur (redundancja) nazywa się układ posiadający więcej elementów, niż jest to aktualnie wymagane do jego efektywnego funkcjonowania. W tak definiowanych układach wyróżnia się dwa typy redundancji (Latash i Zatsiorsky, 2016):

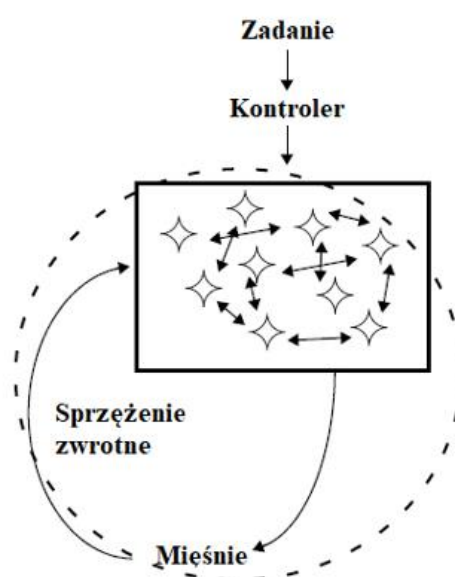
- *ang. state redundancy*, utożsamiana z eliminowaniem zbędnych stopni swobody ruchu, poprzez brak wyboru jednego ścisłego sposobu wykonania czynności ruchowej,
- *ang. trajectory redundancy*, związana z wyborem charakterystycznego sposobu wykonania czynności ruchowej, w oparciu o stosowane kryteria (trajektoria w powyższym kontekście definiowana jest jako przebieg obserwowanej zmiennej w funkcji czasu).

Dwa najczęściej stosowane podejścia rozwiązania problemu nadmiarowości (redundancji) w procesie kontroli ruchów to klasyczna, zaproponowana przez Bernsteina metoda eliminowania zbędnych stopni swobody ruchu (*ang. freezing*) oraz metody stosujące zasady optymalizacji procesu kontroli ruchów. Redundancja postrzegana jest w ujęciu negatywnym, jej występowanie sprowadza wiele problemów do rozwiązania przez OUN. Jednakże, występowanie zjawiska nadmiarowości w kontroli ruchów nie zawsze jest odbierane jako negatywne i niepożądane.

Równolegle w stosunku do klasycznych metod rozwiązujących problem Bernsteina rozwijano także koncepcje ukazujące nadmiarowość w pozytywnym ujęciu, jako zjawisko potrzebne i kluczowe dla efektywnej kontroli ruchów. Tak postrzeganą nadmiarowość w naukach o ruchu człowieka określa się terminem obfitości (*ang. abundance*). Obfitość, podobnie jak redundancja, oznacza nadmiar elementów w danym układzie, lecz w przeciwieństwie do redundancji, tak postrzegany nadmiar jest efektywnie wykorzystywany w trakcie wykonywania czynności ruchowych (Latash i Zatsiorsky, 2016). Prekursorami powyższej koncepcji traktowania nadmiarowych elementów układu jako korzystnych byli: matematyk Israel Gelfand i fizyk Michael Tsetlin, wprowadzając w latach 60-tych formalny opis układów redundantnych zaangażowanych w proces kontroli wykonywanych ruchów (Gelfand i Tsetlin, 1966). Powyższy opis zakładał brak indywidualnej kontroli wszystkich struktur występujących w układzie ruchu, lecz kontrolę całego układu poprzez jednostki strukturalne (*ang. structural units*), których budowa była uzależniona od intencji wykonania lub specyfiki wykonywanego ruchu (Latash, 2008a; Latash i Zatsiorsky, 2016). Tak definiowana jednostka strukturalna samoistnie dostosowuje relacje pomiędzy jej poszczególnymi elementami, a odbieranymi informacjami w trakcie wykonywania ruchu.

Innymi słowy, po pewnym czasie, jednostka strukturalna nie potrzebuje wyższej struktury OUN (kontrolera) aby móc funkcjonować efektywnie (Latash 2008a) (Ryc. 3). Gelfand i Tsetlin (1966) wprowadzając pojęcie jednostki strukturalnej, określili trzy opisujące ją założenia:

- wewnętrzna struktura jednostki strukturalnej jest zawsze bardziej złożona od jej interakcji ze środowiskiem,
- odrębna część jednostki strukturalnej nie może być sama w sobie jednostką strukturalną w odniesieniu do tych samych wykonywanych ruchów,
- elementy jednostki strukturalnej, które nie biorą udziału podczas wykonywania ruchu, są usuwane z danej jednostki lub znajduje się dla nich istotną funkcję.



Ryc. 3 Schemat funkcjonowania jednostki strukturalnej
zapropionowanej przez Gelfanda i Tsetlina (Latash 2008a)

Kolejną przełomową zasadą wprowadzoną przez powyższych uczonych w latach 60-tych była reguła minimalnej interakcji, mówiąca o jak najmniejszym wkładzie każdego elementu znajdującego się na najniższym poziomie hierarchii jednostki strukturalnej w wykonanie zadanej czynności ruchowej (Latash, 2008a; Latash i Zatsiorsky, 2016). Wprowadzenie powyższych pojęć implikuje założenie, o wkładzie każdego elementu układu kontroli ruchów podczas ich wykonywania. W przypadku zwiększonych wymagań w stosunku do wykonywanego ruchu, poszczególne elementy układu zmieniają stopień swojego zaangażowania w procesie kontroli. Innymi słowy niwelują błędy (odchylenia) jakie mogłyby powstać podczas wykonywania ruchu. Wskazana zmiana zaangażowania zachodzi nie tylko dla elementów, na które zwiększone wymagania wpływają w największym stopniu, lecz na wszystkie elementy układu odpowiedzialnego za kontrolę ruchów (Latash 2008a).

Wprowadzenie powyższych koncepcji spowodowało częściowe odejście od tradycyjnego poszukiwania charakterystycznego i optymalnego sposobu wykonania danej czynności ruchowej, kierując się w stronę rodziny (grupy) efektywnych sposobów wykonania danego ruchu.

Alternatywa w postaci wykorzystywania nadmiarowych elementów układu w stosunku do wymogów danej czynności ruchowej została oficjalnie sformułowana jako reguła obfitości w kontroli ruchów (*ang. principle of abundance*) (Gelfand i Latash, 1998; Latash, 2012b). Zakłada ona, wykorzystywanie przez wyższe struktury OUN wszystkich stopni swobody ruchu, ułatwiający przy tym jego wykonanie w skuteczny i dokładny sposób. We wspomnianym wcześniej eksperymencie Bernsteina z udziałem zawodowych kowali, dowiedziono występowanie dużej zmienności ruchów w zaangażowanych stawach, w stosunku do małej zmienności trajektorii poruszania się trzymanego młota. Powyższy wniosek wśród zwolenników reguły obfitości, uznawany jest jako pierwszy dowód jej słuszności i prawidłowości działania. Kowale nie znajdowali za każdym razem jednego, charakterystycznego sposobu wykonania ruchu, lecz skuteczność jego wykonania uzależniali od wzajemnego położenia zaangażowanych stawów (zmiana położenia kończyny górnej w jednym stawie, została skorygowana w innym itp.) (Latash i Zatsiorsky, 2016). Tak rozumianej korekcie, podczas wykonywania powtarzanych tych samych czynności ruchowych, polegającej na wzajemnym poprawianiu się (w tym przypadku położenia zaangażowanych stawów), która prowadzi do efektywnego wykonania ruchu w układach redundantnych nadano miano kompensacji błędów (*ang. error compensation*) (Latash i wsp. 1998). Prowadząc kolejne badania nad regułą obfitości (szeroko opisane w Latash i wsp. 2007; Latash, 2008a), uzyskano wyniki potwierdzające sformułowane wyżej założenia i wnioski. Aby kontrolować wykonywany ruch, OUN nie wyznacza pojedynczego, charakterystycznego sposobu jego wykonania, lecz grupę sposobów, zapewniających jego efektywną realizację (poprzez kompensację błędów). Praktyczne wykorzystanie reguły obfitości obserwuje się przede wszystkim w badaniach nad zmiennością podczas wykonywania kolejnych powtórzeń tej samej czynności ruchowej. Podobnie jak w przypadku eksperymentu Bernsteina, analizuje się uzyskiwaną wariancję dla zaangażowanych struktur układu ruchu, pomiędzy poszczególnymi powtórzeniami danej czynności ruchowej (Latash i Zatsiorsky, 2016). Wspomniana wariancja od końca XX wieku, postrzegana jest jako „pośrednik” odpowiedzialny za występowanie w układzie dynamicznym stanu stabilności (Schöner, 1995; Scholz i Schöner, 1999). Osiągnięcie stanu stabilności pozwala na analizę wariancji na „wyjściu” układu (rezultat wykonania ruchu) oraz w trakcie

wykonania kolejnych powtórzeń danego ruchu (wariancja jest traktowana jako wyznacznik specyfiki wykonywanego ruchu). Takie podejście ujmowania wariacji w wielowymiarowej (redundantnej) przestrzeni zostało zaproponowane przez Gregora Schönera (1995), a następnie przyjęto je jako bazę dla koncepcji niekontrolowanej różnorodności (ang. *Uncontrolled Manifold Hypothesis - UCM*) (Scholz i Schöner, 1999), pozwalającej na obiektywną, ilościową ocenę wykonania danej czynności ruchowej (określenia stopnia jej kontroli). Obok koncepcji UCM, w piśmiennictwie znajdują się także inne metody analizujące zmienność ruchu pomiędzy kolejnymi powtórzeniami poprzez analizę wariacji m.in. ang. *Goal – Equivalent Manifold (GEM)* (Cusumano i Cesari, 2006) oraz ang. *Tolerance – Covariation – Noise (TCN)* (Müller i Sternad, 2004).

Podsumowując, występująca zmienność oraz nadmiarowość motoryczna (abundance) w myśl reguły obfitości są postrzegane pozytywnie (w przeciwieństwie do klasycznych koncepcji). Są to zjawiska pożądane, potrzebne i kluczowe dla OUN w procesie efektywnej kontroli ruchów.

1.2 Synergie motoryczne w naukach o ruchu człowieka

Pojęcie synergii wywodzi się z języka greckiego (*gr. Συnergyia*). Jest utożsamiane z procesami współdziałania oraz wykonywania „wspólnej pracy”. Według słownika języka polskiego (Drabik i Sobol, 2017), synergizm może być definiowany jako:

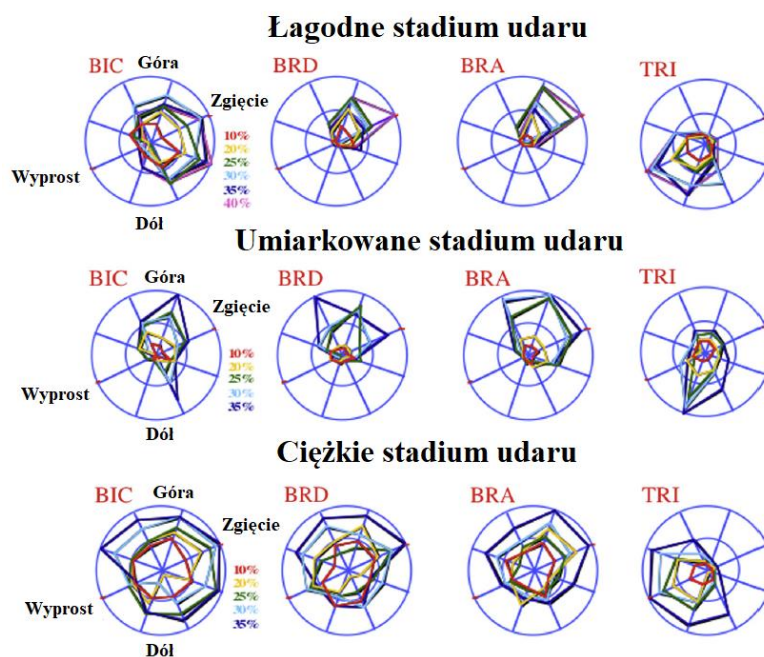
- współdziałanie różnych czynników, skuteczniejsze niż suma ich oddzielnych działań,
- wzajemne potęgowanie działania farmakologicznego dwu lub więcej leków zastosowanych jednocześnie,
- współdziałanie dwóch lub więcej elementów organizmu w wykonywaniu określonej czynności.

W naukach o ruchu człowieka, termin synergia zadomowił się na stałe od końca XIX wieku, za sprawą dwóch wybitnych neurologów: Johna Hughlingsa Jacksona oraz Feliksa Babinskiego. W swoich pracach Babiński jako pierwszy użył terminu asynergia, dla dokonania opisu nieskoordynowanych ruchów u pacjentów z zaburzeniami funkcjonowania mózdzku, które w dzisiejszych czasach definiowane są jako ataksja (Latash i Zatsiorsky, 2016). W drugiej połowie XX wieku, za sprawą badań m.in. Bobath'a, synergii zaczęto postrzegać jako stereotypowe, patologiczne napięcie mięśni szkieletowych, występujące u pacjentów cierpiących na choroby neurologiczne. Tak wyciągnięte wnioski, klasyfikują synergii w ujęciu negatywnym w obszarze kontroli motorycznej (Latash, 2008a; Latash i Zatsiorsky, 2016). Synergie motoryczne w naukach o ruchu człowieka, swoją popularność zawdzięczają Bernsteinowi, który zdefiniował je jako jeden z etapów przyjętej przez niego koncepcji konstrukcji ruchów (Bernstein 1967). Drugi etap wskazanej koncepcji (inaczej etap B lub etap synergii) odpowiada za skoordynowanie ruchu całego ciała, a zwłaszcza pracy dużych grup mięśniowych (innymi słowy za „wspólna pracę mięśni”). W kolejnych latach poprzez rozwój narzędzi opisu matematycznego (stosowanie korelacji, rozkładów macierzowych itp.), zaczęto wprowadzać wskaźniki analizujące synergii ruchów człowieka. Powyższe badania prowadziły się do stosowania dwóch odmiennych koncepcji, powiązanych z metodami badania nadmiarowości i zmienności ruchów, a więc redukcji i optymalizacji liczby występujących stopni swobody ruchu oraz występowania stanów stabilności podczas wykonywania danego, specyficznego ruchu w oparciu o regułę obfitości (Latash i wsp. 2007). Aby działanie mogło być nazwane synergią, układ musi spełniać dwa arbitralnie postawione przed nim wymagania (Latash i Zatsiorsky, 2016): musi zawierać więcej niż jeden element oraz elementy układu muszą pracować wspólnie, mając do zrealizowania ten sam cel. W kontroli

motorycznej pierwsze wymaganie dotyczące synergii, zostaje spełnione poprzez występowanie zjawiska nadmiarowości motorycznej. Z kolei drugie wymaganie mówi o wspólnym celu pracy wszystkich elementów układu ruchu, zapewniających specyficzność wykonywanej czynności ruchowej. Osiąganie wcześniej założonego celu zakłada powstawanie błędów podczas wykonania ruchu. Synergie motoryczne są ściśle związane z regułą obfitości, a więc z możliwością wykonania jednej czynności ruchowej na wiele sposobów. W niniejszej pracy jako synergie motoryczne przyjmuje się synergetyczną pracę elementów układu ruchu, (takich jak kończyny, mięśnie lub jednostki motoryczne itp.), które odpowiedzialne są za wykonanie danego ruchu (Latash i Zatsiorsky, 2016). W naukach o ruchu człowieka, tak definiowane synergie motoryczne, rozpatruje się w trzech znacząco różniących się aspektach. W celu ich rozróżnienia, stosuje się nazewnictwo: Synergie A, Synergie B oraz Synergie C.

1.2.1 Synergie A w ujęciu patologicznych wzorców ruchowych

W większości aktualnie publikowanych badań klinicznych, synergie postrzegane są w kontekście negatywnym, służą one m.in. do opisu stereotypowych wzorców aktywności mięśniowej obserwowanych u pacjentów neurologicznych (Dewald i wsp. 1995). Wzorce te prowadzą do nieprawidłowej pracy mięśni u pacjentów, podczas wykonywania ruchów. Przykładowo, w przytoczonych badaniach Dewalda i wsp. (1995), badano aktywność mięśniową kończyny górnej u pacjentów w różnym stadium po wystąpieniu udaru (Ryc. 4).



Ryc. 4 Poziom aktywności mięśniowej u pacjentów w różnym stadium po przebyciu udaru, BIC–dwugłowy ramienia, BRD–ramiennie-promieniowy, BRA–ramienny TRI–trójgłowy ramienia (Dewald i wsp. 1995)

Każdy z analizowanych mięśni uzyskiwał największe wartości generowanego napięcia, zgodnie z zadaniem kierunkiem ruchu (w czasie zmiany kierunku ruchu o 180° aktywność mięśniowa spadała do wartości minimalnych). Badani w stadium łagodnym oraz umiarkowanym wykazywali się generowaniem aktywności mięśniowej zgodnie z zadaniem kierunkiem ruchu (u pacjentów w stadium umiarkowanym, zaobserwowano pierwsze przejawy aktywności w innych kierunkach). Natomiast pacjenci w ciężkim stadium, charakteryzowali się generowaniem dużego napięcia mięśniowego w kilku kierunkach niezależnie od zadanego kierunku wykonania zadania. Brak aktywności mięśniowej w specyficznym kierunku u pacjentów w ciężkim stadium choroby, jest przykładem występowania patologicznej synergii A. Wnioski wyciągnięte przez Dewalda i wsp. zostały potwierdzone w kolejnych badaniach klinicznych dotyczących pacjentów po przebytym udarze (Acosta i wsp. 2011; Sin i wsp. 2014). Aktualnie, jednym z głównych celów procesu rehabilitacji ruchowej jest zmiana patologicznego wzorca ruchu (synergii A). Zakłada się, że kontrola aktywności mięśniowej w założonym kierunku wykonywania ruchu, może prowadzić do efektywniejszego wykonywania czynności dnia codziennego przez pacjentów (Latash i Huang, 2015; Latash i Zatsiorsky, 2016).

1.2.2 Synergie B w ujęciu synergii mięśniowych (M-modes)

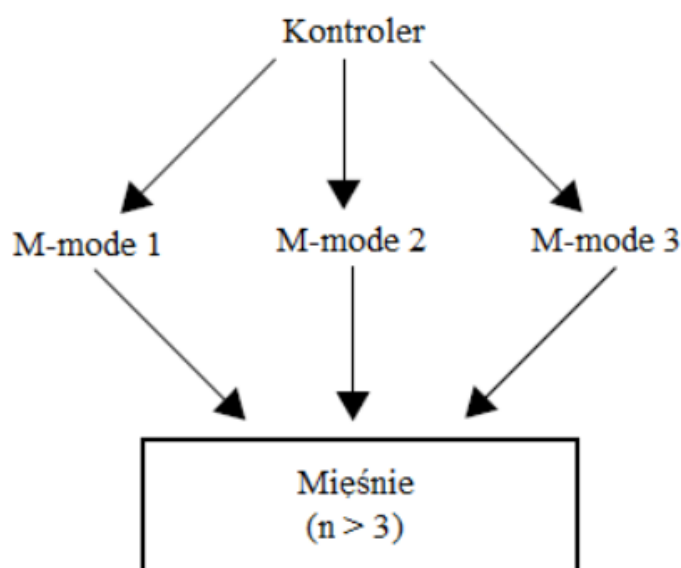
Poniższa interpretacja synergii motorycznych stosowana jest dla analiz dużych zbiorów struktur układu ruchu (zmiennych) zaangażowanych w procesie wykonywania ruchów. Interpretacja synergii B, zakłada efektywne wykonanie ruchu nie poprzez kontrolę pracy pojedynczych mięśni, lecz w oparciu o kontrolę kombinacji działania wszystkich zaangażowanych mięśni w jego wykonanie. Analiza synergii B nie opiera się na interpretacji funkcji poszczególnych mięśni opartych na ich fizycznym działaniu. Z punktu widzenia anatomii i biomechaniki ruchu za synergistę traktuje się (Zatsiorsky i Prilutsky, 2012):

- mięsień umożliwiający poruszanie się stawu w zamierzonym, specyficznym kierunku,
- mięsień generujący moment siły zgodnie z kierunkiem momentu siły w danym stawie,
- mięsień generujący aktywność w zależności od specyfiki wykonywanego zadania.

Przykładowo, mięsień czworogłowy i dwugłowy kończyny dolnej są antagonistami dla stawu biodrowego i kolanowego, lecz nie uniemożliwia to ich wspólnej pracy podczas wykonywania złożonych ruchów takich jak wstawanie czy siadanie na krześle (Latash i Zatsiorsky, 2016). Aby móc dokonać analizy synergii B, należy zastosować jedną z matematycznych metod czynnikowych, pozwalających zredukować wielowymiarową przestrzeń struktur układu ruchu odpowiedzialnych za jego wykonanie, zmniejszając tym samym ilość zmiennych

wymagających kontroli przez OUN. W piśmiennictwie stosowane są głównie trzy algorytmy umożliwiające analizę synergii B: PCA (*ang. Principal Component Analysis*) z zastosowaniem rotacji Varimax, ICA (*ang. Independent Component Analysis*) oraz NMF (*ang. NonNegative Matrix Factorization*), które uzyskują porównywalne rezultaty (Tresch i wsp. 2006). Zastosowanie powyższych analiz czynnikowych powoduje redukcję oryginalnie analizowanych danych w przestrzeni wielowymiarowej do przestrzeni zbudowanych z mniejszej ilości wymiarów, poprzez łączenie danych w struktury (czynniki). Aby analizowane dane traktować jako czynniki, muszą one wykazywać wzajemną tendencję (korelację) do równoległych zmian w czasie swoich wartości (kombinacja działania). Tak postrzegane i wyznaczone czynniki są definiowane w piśmiennictwie jako synergie mięśniowe (d'Avella i wsp. 2003; Ivanenko i wsp. 2004; d'Avella i Bizzi, 2005; Ting i Macpherson, 2005; Zehr i wsp. 2007) lub mody mięśniowe (*ang. muscle modes, (M-modes)*) (Krishnamoorthy i wsp. 2003, Danna Dos Santos i wsp. 2007).

Zgodnie z najnowszą klasyfikacją (Latash i Zatsiorsky, 2016) koncepcja synergii mięśniowych (M-modes), definiowanych jako kombinacja działania poszczególnych grup mięśniowych, identyfikowana dla wykonania specyficznego ruchu w różnych warunkach zewnętrznych (Krishnamoorthy i wsp. 2003) wpisuje się w definicję synergii B. Jak wspomniano wcześniej organizacja działania zaangażowanych mięśni podczas wykonywania ruchu poprzez wyznaczenie M-modes powoduje uproszczenie kontroli ruchu (Ryc. 5), gdzie ilość zaangażowanych mięśni jest większa od liczby wyznaczonych M-modes (Latash, 2008a; Latash i Huang, 2015).



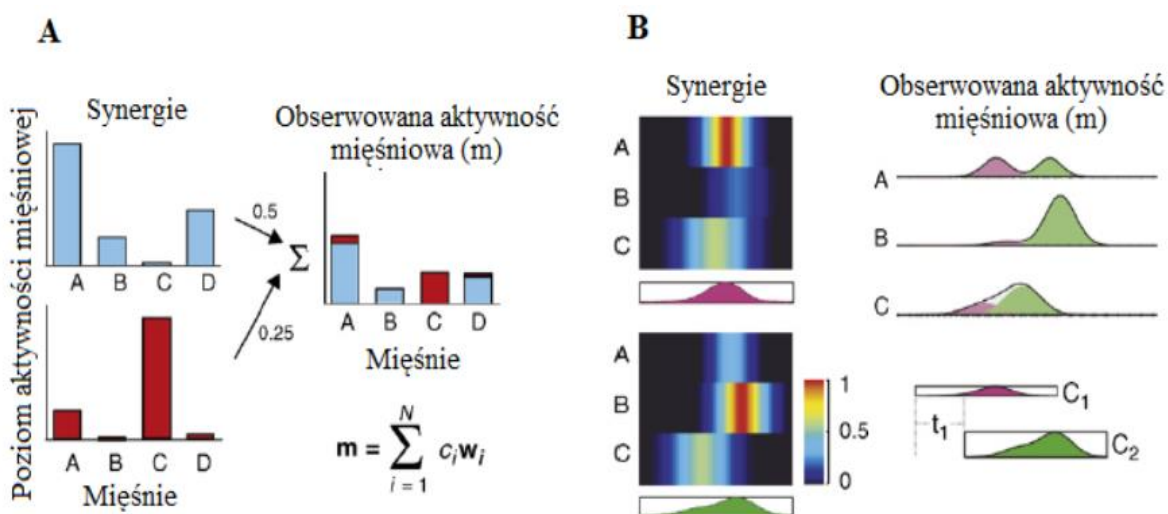
Ryc. 5 Charakterystyka działania M-modes (Latash 2008a)

Przykładowo, w badaniach Furmanka i współautorów (2017) nad kontrolą postawy ciała, z 13-wymiarowej przestrzeni aktywności bioelektrycznej trzynastu analizowanych mięśni, analiza PCA pozwoliła wyznaczyć cztery synergie mięśniowe (M-modes) (Tab. 1).

Tabela 1. Zastosowanie algorytmu PCA w celu określenia M-modes. (wartości oznaczone symbolem ”*”,oznaczają mięśnie tworzące poszczególne M-modes, gdzie współczynniki są większe od 0.5) (Furmanek i wsp. 2017)

Mięśnie	0.33 Hz				0.66 Hz			
	M1	M2	M3	M4	M1	M2	M3	M4
TA	0.16	-0.02	-0.04	0.98*	0.02	0.78	-0.06	-0.03
SOL	0.85*	-0.21	-0.01	0.10	0.86*	-0.25	0.00	0.01
GM	0.93*	-0.03	-0.03	0.02	0.90*	-0.01	0.03	0.06
GL	0.81*	-0.09	-0.06	0.04	0.88*	-0.09	-0.07	0.00
BF	0.91*	-0.01	-0.01	0.10	0.80*	-0.01	0.08	-0.11
ST	0.88*	-0.01	-0.03	0.05	0.89*	0.02	-0.07	-0.06
VL	-0.07	0.88*	0.01	0.00	-0.11	0.90*	0.07	0.13
RF	-0.07	0.88*	0.00	0.02	-0.08	0.92*	0.02	0.13
VM	0.05	0.77*	0.04	-0.08	-0.09	0.90*	0.05	0.06
TFL	-0.22	0.61*	0.00	0.03	-0.16	0.19	0.02	0.95*
RA	-0.05	0.04	1.00*	-0.04	-0.09	0.03	0.99*	0.02
LES	0.88*	-0.08	0.01	0.08	0.87*	-0.04	-0.11	-0.13
TES	0.81*	-0.12	0.00	0.00	0.78*	-0.06	-0.12	-0.21

Powyższy sposób definiowania synergii mięśniowych jest trzecim (obok redukcji stopni swobody oraz optymalizacji ruchu) sposobem rozwiązania problemu nadmiarowości ruchów w kontroli motorycznej (Latash i wsp. 2007; Latash i Zatsiorsky, 2016). Kombinacja działania M-modes (ich wzajemne skalowanie i sumowanie) wyznacza obserwowaną wartość generowanej aktywności bioelektrycznej mięśni. M-modes mogą występować synchronicznie, (równoległe) w tym samym czasie (*ang. temporal synergies*) (Ryc. 6, panel A) lub w różnym czasie-jedna po drugiej (*ang. time - varying synergies*) (Ryc. 6, panel B).



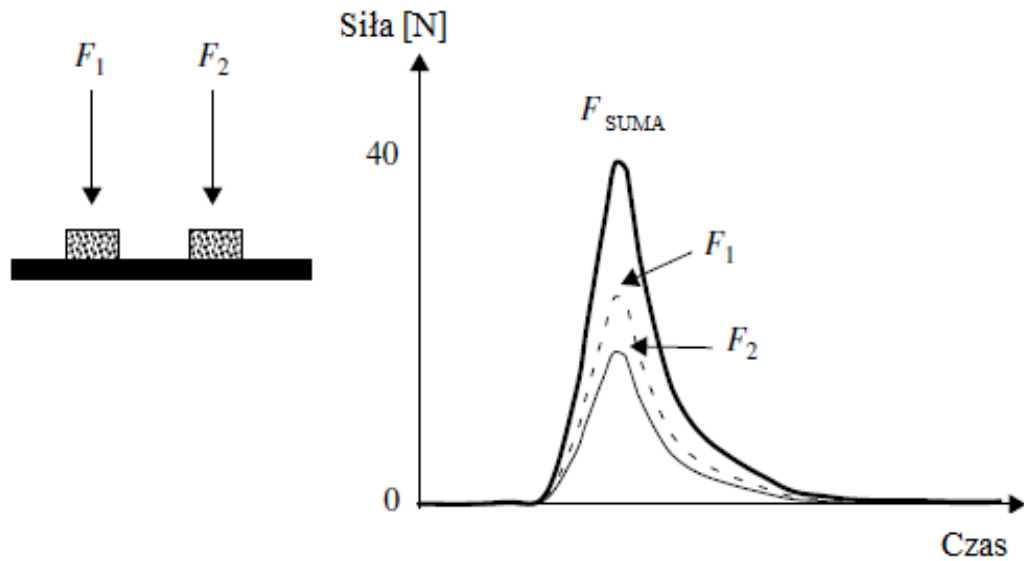
Ryc. 6 Schematyczna reprezentacja synergii mięśniowych (Tresch i Jarc, 2009)

Kluczowym aspektem odróżniającym synergie B od synergii A jest jej zależność od specyfiki aktualnie wykonywanego zadania (pod wpływem zmiany warunków wykonania zadania, wartości generowanej aktywności bioelektrycznej mięśni zmieniają się w stosunku do nowo powstałych warunków zadania). Z kolei w synergii A aktywność mięśniowa nie jest zależna od specyfiki zadania i nie może ulec zmianie (związana jest głównie z patologią).

1.2.3 Synergie C w ujęciu organizacji działania układu nerwowego

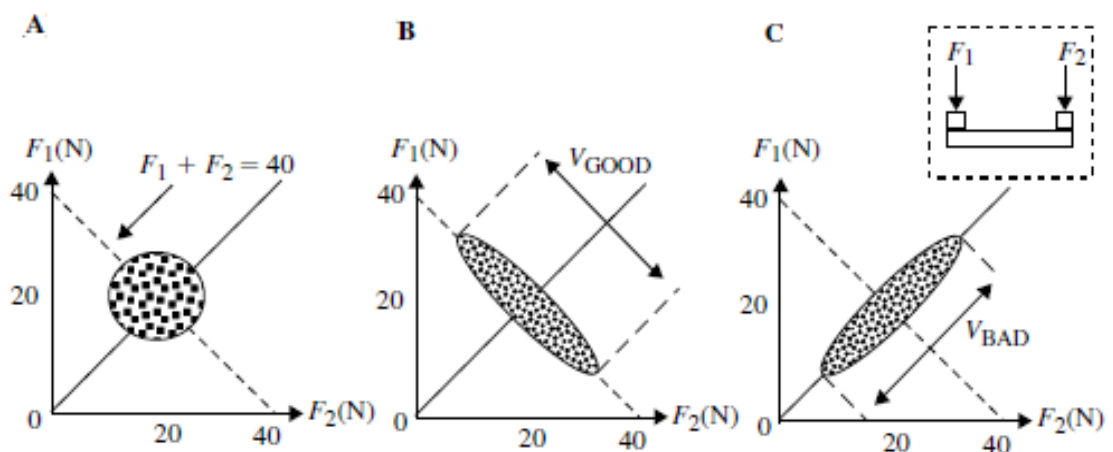
Klasyfikowanie synergii w obrębie grupy C jest ściśle związane z przyjęciem reguły obfitości, mówiącej nie o charakterystycznym, pojedynczym sposobie wykonania czynności ruchowej, lecz o grupie (rodzinie) sposobów jej efektywnej realizacji (Gelfand i Latash, 1998; Latash, 2012a). Ponadto, wszystkie sposoby efektywnego wykonania ruchu w myśl reguły obfitości zapewniają specyficzność i stabilność układu ruchu odpowiedzialnego za jego wykonanie (Latash 2017). Idea specyficzności wykonywania ruchów przy zachowaniu stabilności układu odpowiedzialnego za jego realizację, została zaproponowana przez Gregora Schönera (1995). Zakłada ona udział n -zmiennych (struktur odpowiedzialnych za wykonanie ruchu) przy m -wymiarowych specyficznych warunkach wykonania zadania, gdzie ($n > m$), tworząc $(n-m)$ wymiarową przestrzeń, w której zmienne odpowiedzialne za realizację ruchu nie zmieniają znacząco swoich wartości pozwalając na jego efektywne wykonanie. Tak adresowaną przestrzeń definiuje się jako *ang. Uncontrolled Manifold*, w koncepcji niekontrolowanej różnorodności (*UCM*) (Scholz i Schöner, 1999; Latash i wsp. 2007, 2010b). Koncepcja UCM dokonuje analizy stabilności działania układu ruchu oraz ocenia jego zdolność powrotu do określonego wcześniej stanu, po wystąpieniu zakłócenia, które go z tego stanu wytrąciło. UCM dokonuje ilościowej oceny zmienności dla zaangażowanych struktur układu ruchu w czasie, lub z powtórzenia na powtórzenie podczas wykonania tej samej czynności ruchowej (Schöner 1990). Powyższa zmienność jest oceniana przez pryzmat występującej wariancji we wszystkich zaangażowanych w ruch strukturach układu ruchu. UCM zakłada, że OUN nie jest zmuszony do dokonywania korekty działania poszczególnych struktur w ich przestrzeni, dopóki ich działanie nie zmniejsza efektywności wykonania ruchu. Zgodnie z powyższym synergia C definiowana jest jako specyficzna organizacja działania układu nerwowego, zapewniająca kowariancję zaangażowanych w ruch struktur układu ruchu, która utrzymuje występującą w układzie wariancję na niskim poziomie dla zmiennych zapewniających efektywną realizację ruchu (pozwala uzyskać stan stabilności układu) (Latash i wsp. 2007; Latash i Zatsiorsky, 2016). UCM pozwala na dokonanie ilościowej analizy synergii C. Pierwszym etapem analizy UCM jest wybór odpowiednich zmiennych

niezależnych (*ang. Elemental Variables - EV*). Liczba wybranych EV musi być redundantna wobec wykonania danej czynności ruchowej (w przeciwnym razie nie można zastosować analizy UCM) (Latash i Zatsiorsky, 2016). EV charakteryzowane są jako zmienne generowane poprzez poszczególne struktury układu ruchu (w zależności od postawionych pytań badawczych, mogą być zmiennymi mechanicznymi – siły, momenty sił, kąty stawowe itp., lub elektrofizjologiczne jak np. bioelektryczna aktywność mięśniowa (Latash i wsp. 2007)). Obok wymogu redundancji, EV muszą spełniać warunek niezależności względem siebie. Przykładowo, podczas analizy kinematycznej ruchu kończyny górnej, każda zmiana położenia w poszczególnych stawach mogłaby być traktowana jako EV. Nichols w swoich badaniach (1994, 2002), wykazał jednak, że ruch w pojedynczym stawie prowadzi do występowania ruchów w innych (podobnie jak w klasycznym eksperymencie Bernsteina). Powyższe wnioski uniemożliwiają więc, traktowanie zmian położenia poszczególnych stawów w przestrzeni jako EV. Rozwiązaniem powyższego problemu dla potrzeb analizy synergii motorycznych w opisywanym aspekcie (synergie C) było wprowadzenie pojęcia M-modes (scharakteryzowanego w poprzednim podrozdziale). Obok wyboru EV, w pierwszym etapie analizy UCM należy wybrać także zmienne zależne do dalszej analizy (*ang. Performance Variables - PV*). Jako PV mogą zostać wybrane jakiegokolwiek zmienne, spełniające warunek – muszą cechować się wrażliwością na zmiany wartości wybranych wcześniej EV (Latash i wsp. 2007). Aby zobrazować wybór prawidłowo wybranych zmiennych do analizy UCM, posłużono się przykładem: zadaniem badanych jest wygenerowanie siły o wartości 40 N przez dwa palce wskazujące z wykorzystaniem dwóch czujników do pomiaru sił (*Ryc. 7*). Zgodnie z powyższym opisem wyboru zmiennych, jako EV wybiera się siły generowane przez każdy z palców wskazujących (F_1 i F_2), natomiast jako PV wybiera się łączną wartość generowanych sił (F_1+F_2). Na tym etapie analizy UCM przyjmuje się hipotezę mówiącą o stabilizacji lub braku stabilizacji PV przez EV (*ang. control hypothesis*) (Scholz i Schöner, 1999; Scholz i wsp. 2000). Zmiany zachodzące pomiędzy EV prowadzą do proporcjonalnych zmian w PV. Aby określić strukturę zachodzących zmian, wyznacza się macierz Jacobiego (Jakobian). W przypadku gdy PV posiadają charakterystykę wielowymiarową, Jakobian obliczany jest w oparciu o konkretny biomechaniczny model właściwości danego układu (Scholz i wsp. 2000). Gdy jednak nie można zastosować konkretnego modelu, Jakobian obliczany jest eksperymentalnie, z wykorzystaniem metod analizy regresji wielokrotnej (Krishnamoorthy i wsp. 2003, 2004; Danna dos Santos i wsp. 2008). W ostatnim etapie analizy metodą UCM, poprzez wykonanie aproksymacji liniowej, analizuje się występującą podczas wykonywanych ruchów wariację



Ryc. 7 Przykład wyboru zmiennych (EV oraz PV) podczas generowania siły przez dwa palce wskazujące (Latash 2008b)

w dwóch aspektach (podczas wykonania jednego powtórzenia czynności ruchowej *ang. intra - trial variance* lub pomiędzy wykonanymi powtórzeniami tej samej czynności ruchowej *ang. inter - trial variance*, gdzie drugi aspekt wykorzystywany jest w większości prac empirycznych) (Latash i Zatsiorsky, 2016). Rezultaty opisywanej analizy wariancji metodą UCM mogą przyjąć jeden z trzech możliwych scenariuszy wykonania danej czynności ruchowej (Ryc. 8). W przypadku gdy każdy z palców wskazujących generowałby za każdym razem siłę zbliżoną do wartości 50% założonego celu, pomiędzy siłami (EV) nie wystąpiłaby kowariancja (wyniki przyjęłyby kształt koła) (Ryc. 8, panel A).

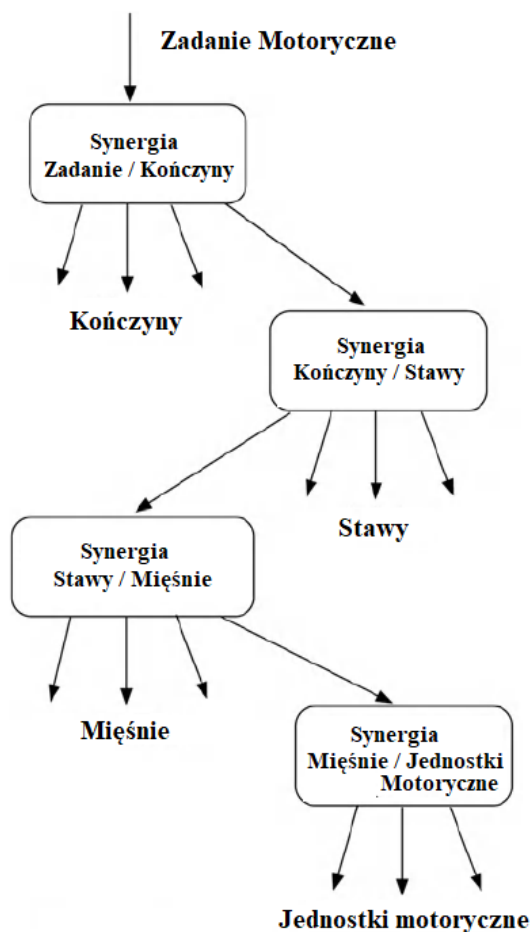


Ryc. 8 Analiza UCM dla czynności generowania sił przez palce wskazujące obu kończyn
Elipsy prezentują wartości uzyskanych sił przez palce (F_1 , F_2),
 V_{GOOD} —zmiennosc pozytywna, V_{BAD} —zmiennosc negatywna (Latash 2008b)

Gdyby jedna z EV generowała większą siłę, druga zgodnie ze sposobem 50/50% prawdopodobnie zachowałaby się tak samo. Wykonanie zadania w powyższy sposób nie spełnia zatem warunków kwalifikujących je jako synergia C. Z kolei w drugim przypadku (*Ryc. 8, panel B*), siły generowane przez EV przyjmują podobne wartości (około 20 N), jednakże, uzyskane dane nie przyjmują kształtu koła jak w poprzednim przykładzie, lecz elipsy, której oś wielka nakłada się na wyznaczoną ujemnie nachyloną prostą. Taka dystrybucja danych sugeruje wystąpienie kowariancji pomiędzy EV (jeżeli jedna z EV w powtarzonym zadaniu, wygenerowała większą siłę, druga wygenerowała odpowiednio mniejszą). Tak wykonana czynność ruchowa spełnia wszystkie założenia i jest definiowana jako synergia C. Powyższa dystrybucja danych wzdłuż ujemnie nachylonej prostej (ortogonalna do dodatnio nachylonej prostej) definiowana jest jako zmienność pozytywna (*ang. good variability - V_{UCM}*). W ostatnim możliwym scenariuszu wykonania ruchu (*Ryc. 8, panel C*), zebrane dane także formują elipsę, nakładającą się jednak na dodatnio nachyloną prostą. Poniższa dystrybucja danych również sugeruje występowanie kowariancji, jednak w tym przypadku EV nie stabilizują PV i suma generowanych sił przez oba palce wskazujące jest inna od założonych 40 N. Powyższy przypadek również nie może być rozpatrywany jako synergia C. Ułożenie danych wzdłuż dodatnio nachylonej prostej definiowana jest jako zmienność negatywna (*ang. bad variability - V_{ORT}*). Ponadto, do ilościowej analizy UCM, bazującej na ilości wariancji przypadającej na jeden stopień swobody ruchu wykorzystuje się wskaźnik synergii motorycznych (*ang. synergy index - ΔV*) (Danna Dos Santos i wsp. 2007; Solnik i wsp. 2013, 2020). O wystąpieniu synergii motorycznej decyduje wartość ΔV mieszczącego się w przedziale obustronnie otwartym $(0, +\infty)$. Im wyższa wartość ΔV tym silniejsza synergia stabilizująca wykonanie danej czynności ruchowej. Jeżeli wartość ΔV mieści się w przedziale $(-\infty, 0>$ (prawostronnie domkniętym), synergia motoryczna nie występuje (Latash 2008a). Innymi słowy, synergie motoryczne występują w przypadkach, kiedy oś wielka elipsy (V_{UCM}) jest większą od osi małej elipsy (V_{ORT}) (zmienność pozytywna jest większa od zmienności negatywnej).

1.2.4 Hierarchiczna organizacja kontroli synergii motorycznych

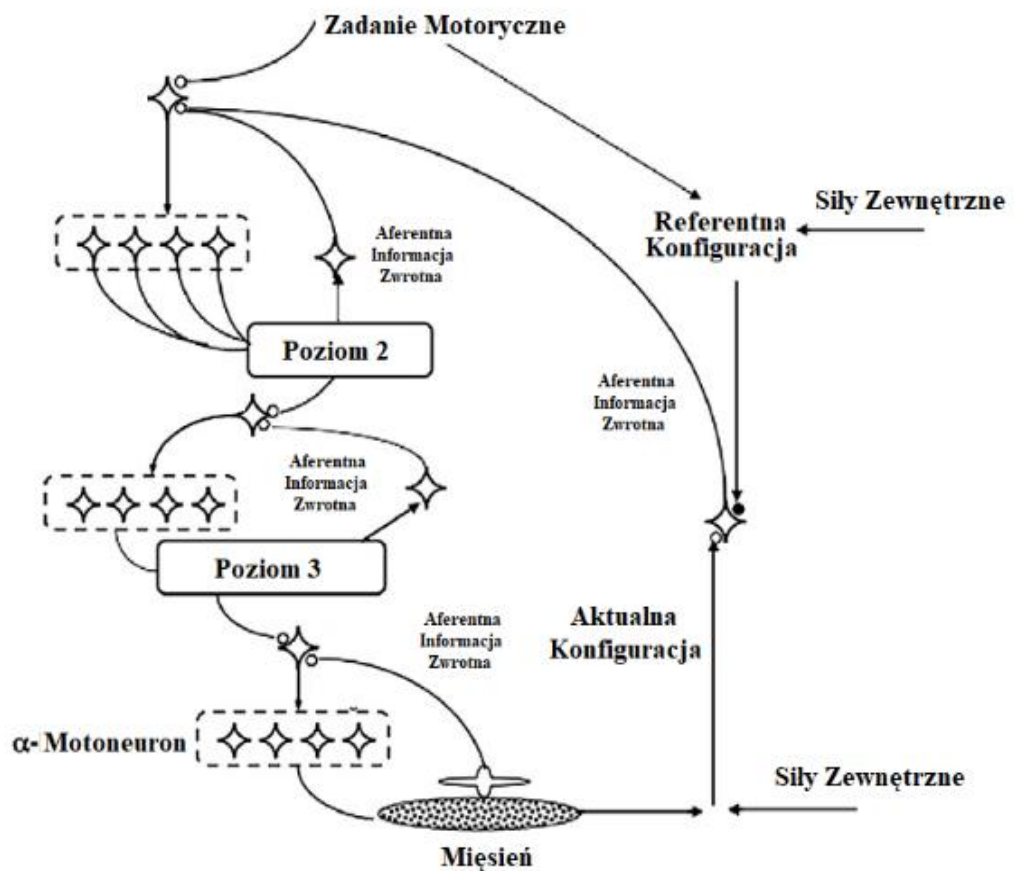
Przedstawione wyżej definicje synergii motorycznych oraz założenia analizy UCM zakładają hierarchiczną organizację układu odpowiedzialnego za efektywną kontrolę ruchów (z przynajmniej dwoma poziomami) (Latash 2012a) (*Ryc. 10*). Wyższy poziom hierarchii układu zapewnia wykonanie zamierzonego ruchu z dużą efektywnością (stabilizację PV), natomiast niższe piętra układu odpowiedzialne są za wspólną pracę struktur (nadmiarowych)



Ryc. 9 Hipotetyczna hierarchiczna organizacja kontroli synergii motorycznych (Latash 2012a)

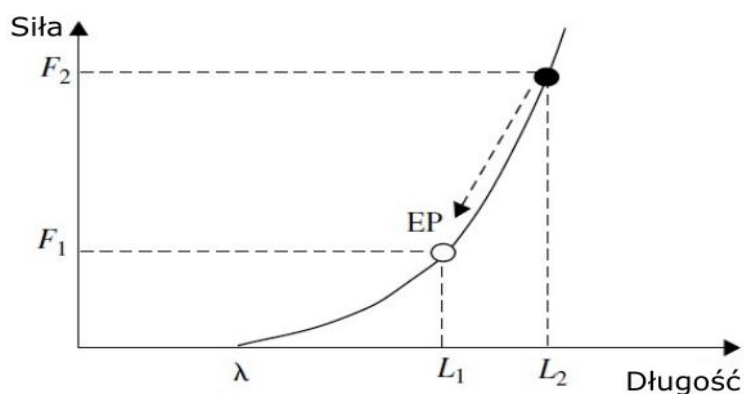
bezpośrednio odpowiedzialnych za wykonanie ruchu. Na tym poziomie pomiędzy poszczególnymi EV zachodzi kowariancja, która umożliwia wykonanie zadania motorycznego przez wyższe piętro układu (aż do piętra, na którym wybrano PV). Hierarchiczna struktura przedstawiona na rycinie 9 przyjmuje założenie, że wybrane do analizy EV na jednym poziomie hierarchii, mogą stać się PV na poziomie o jedno piętro wyższym. Omawiane podejście implikuje przyjęcie odpowiedniej metodologii postępowania w trakcie analizy UCM. Podczas analizy ruchów, gdzie występuje aktywacja wielu partii mięśniowych, w pierwszej kolejności należy wyznaczyć M-modes (analiza synergii B), które następnie są interpretowane jako EV z dalszą procedurą UCM (synergie C). Analiza synergii B, jest pierwszym krokiem umożliwiającym analizę synergii C. Takie postępowanie zapewnia spełnienie pierwszego założenia definiującego synergie motoryczne (wspólna praca struktur układu ruchu). Drugie założenie, mówiące o specyficzności działania oraz o realizacji konkretnego celu zostaje spełnione poprzez koncepcję optymalnego sprzężenia zwrotnego

(ang. *Optimal Feedback Control*) (Latash i Zatsiorsky, 2016). Jej pierwotne założenia nie pozwalały jednak przewidzieć wszystkich możliwości wykonania ruchu oraz poprzez nieustanne pobieranie informacji zwrotnych przez OUN, przeciwdziałać występującemu opóźnieniu podczas transmisji informacji, co może powodować niepełną kontrolę, zwłaszcza dla szybkich i eksplozywnych ruchów (Latash i Zatsiorsky, 2016). Z powyższych powodów rozszerzono opisywaną koncepcję o dwa współpracujące ze sobą mechanizmy rozwiązujące przedstawione wyżej trudności. Pierwszym z nich jest proces sprzężenia zwrotnego (ang. *central back – coupling*) (Martin i wsp. 2009b). Idea sprzężenia zwrotnego zakłada specyficzną organizację informacji zwrotnej (ang. *feedback*) podczas wykonania danego ruchu, która z kolei zapewnia kowariancję EV prowadzącą do małej zmienności w analizowanych PV. Drugim proponowanym mechanizmem jest kontrola synergii motorycznych poprzez konfigurację referentną (ang. *referent configuration - RC*) (Ryc. 10), zaproponowaną przez Feldmana i Levin (Feldman i Levin, 1995), a następnie rozwijaną przez Feldmana i współautorów (2007) oraz Latasha (2010a).



Ryc. 10 Hierarchiczna organizacja synergii motorycznych w oparciu o konfigurację referentną (Zhou i wsp. 2014)

Mechanizm zakłada stworzenie RC danego ruchu (zmiennych PV) na najwyższym poziomie zakładanej hipotetycznej hierarchii kontroli. Następnie, na każdym z niższych poziomów hierarchii poprzez zachodzące zmiany dla EV (kowariancja/kompensacja błędów) definiuje się kolejną RC dla danego piętra kontroli. Na najniższym poziomie zakładanej hierarchii, zdefiniowana RC zbudowana jest na podstawie funkcjonowania tonicznego odruchu rozciągania bazującego na zaproponowanej przez Feldmana koncepcji EPH (*ang. Equilibrium Point Hypothesis*) (1986). Zakłada ona efektywną kontrolę pracy mięśnia poprzez wyznaczenie jednej zmiennej- λ -prugu dla tonicznego odruchu rozciągania. Zdefiniowana λ traktowana jest jako próg pobudzenia (*ang. threshold*), po osiągnięciu którego aktywują się jednostki motoryczne, co wywołuje skurcz mięśnia (Ryc. 11). Przejście z jednej λ do drugiej przekazywane jest do utworzonej wcześniej RC. Ponadto na każdym poziomie hierarchii zachodzi proces sprzężenia zwrotnego, aktualizując tym samym RC dla każdego piętra kontroli.



Ryc. 11 Hipoteza punktu równowagi wg Feldmana (1986)

Jeśli mięsień jest w punkcie równowagi (EP), przyłożona zewnętrzna siła może zwiększyć jego długość (L_2) w odniesieniu do jej wartości (F_2). W przypadku gdy siła przestanie działać, mięsień powróci do poprzedniego punktu równowagi

1.3 Synergie motoryczne, a wysiłek fizyczny i zmęczenie

Mianem wysiłku fizycznego określa się prace mięśni szkieletowych wraz z całym zespołem towarzyszących jej czynnościowych zmian w organizmie (Kozłowski i Nazar, 1999). W zależności od rodzajów skurczów mięśniowych rozróżnia się dwa rodzaje wysiłków (Kozłowski i Nazar, 1999; Traczyk i Trzebski, 2007):

- wykonywane w warunkach dynamicznych – podczas wykonywania pracy mięśniowej, następuje zmiana długości zaangażowanych w ruch mięśni (skurcze izotoniczne lub auksotoniczne),
- wykonywane w warunkach statycznych – podczas wykonywania pracy mięśniowej, gdzie wzrasta napięcie generowane przez zaangażowane w ruch mięśnie, bez zmiany ich długości (skurcze izometryczne).

Wysiłki (czynności ruchowe) wykonywane w warunkach dynamicznych najczęściej dzielone są na fazy: ekscentryczną i koncentryczną. Ich stosowanie podnosi wartości generowanej siły przez mięśnie, zwiększa ich przekrój fizjologiczny, a także zmagazynowane zasoby energetyczne oraz poprawia mineralizację kośćca. Miarą intensywności wysiłków wykonywanych w warunkach dynamicznych jest moc (wykonanie pracy w danym czasie). Z kolei, wpływ wysiłków wykonywanych w warunkach statycznych na organizm człowieka jest mniejszy w stosunku do warunków dynamicznych. Głównym skutkiem ich stosowania (oprócz przyrostu poziomu siły) jest występująca hipertrofia mięśniowa. Miarą wysiłków wykonywanych w warunkach statycznych jest wielkość siły generowanej przez mięśnie. Stwierdzono również, że duża siła rozwijana w warunkach statycznych nie musi być odzwierciedlana w warunkach dynamicznych (Górski 2011). Ponadto, wysiłki klasyfikowane są w zależności od wielu innych aspektów. Wyróżniamy wysiłki ogólne (zaangażowanych co najmniej 30% masy mięśniowej) oraz lokalne (mniej niż 30%). W zależności od czasu trwania wysiłku, rozróżnia się wysiłki krótkiego czasu trwania (do 15 minut), średniego czasu trwania (15–30 minut) oraz długim czasie trwania (powyżej 30 minut). Klasyfikując wysiłki w kontekście ich intensywności wyróżnia się ich różny stopień ciężkości (submaksymalne, maksymalne, supramaksymalne) (Kozłowski i Nazar, 1999; Traczyk i Trzebski, 2007).

Efektem wykonania pracy mięśniowej jest również występowanie zjawiska zmęczenia. Jest ono fizjologiczną reakcją obronną organizmu, zapobiegającą uszkodzeniom komórek mięśniowych (Górski 2011). W piśmiennictwie wyróżnia się wiele różnych definicji zmęczenia (Evans i Lambert, 2007; Enoka i Duchateau, 2008; Williams i Ratel, 2009). Ogólnie rzecz biorąc, zmęczenie postrzega się jako chwilowe obniżenie zdolności organizmu do

podejmowania i kontynuowania różnorodnych wysiłków fizycznych, co rodzi trudności z analizą prawdopodobnych przyczyn jego występowania. Sposób objawiania się zmęczenia jest uzależniony od wielu czynników (sprawność fizyczna organizmu, płeć, warunki somatyczne, wiek, warunki środowiskowe itp.) (Donatelli 2017). Ponadto, wykonywanie wysiłków wiąże się z powstawaniem zaburzeń działania procesów fizjologicznych, które są ściśle związane z charakterem aktualnie wykonywanego ruchu (zjawisko definiowane jako zależność zmęczenia mięśni od realizowanego zadania (Enoka i Stuart, 1992; Bigland-Ritchie i wsp. 1995; Enoka i Duchateau, 2008)). Poprzez tak dużą liczbę aspektów, zmęczenie traktowane jest jako zjawisko złożone, w którym identyfikacja pojedynczego i decydującego specyficznego mechanizmu w danym wysiłku może okazać się niemożliwa (Green, 1997; Cairns i wsp. 2005). Z tego powodu badacze zjawiska zmęczenia definiują je w bardziej precyzyjny i adekwatny sposób mówiący o nim jako wykonanie wysiłku, powodującego spadek generowanej maksymalnej siły przez zaangażowane mięśnie (Bigland-Ritchie i Woods, 1984; Enoka i Stuart, 1992; Søgaard i wsp. 2006; Enoka i Duchateau, 2008). Powyższa definicja zgodna jest także z podaną przez Kallenberga i współpracowników (2007), charakteryzujących zmęczenie jako zmiany sygnału EMG, polegające na zwiększeniu jego amplitudy i zmniejszeniu istotnych częstotliwości spektralnych. Zgodnie z powyższym zmęczenie może być oceniane ilościowo jako spadek generowanej siły podczas maksymalnego skurczu izometrycznego mięśni (Barry i Enoka, 2007). W zjawisku zmęczenia postrzega się jego dwa różne komponenty (poziomy): ośrodkowy oraz obwodowy (Enoka 1995). Zmęczenie ośrodkowe związane jest z procesami fizjologicznymi zachodzącymi w OUN oraz utożsamiane jest z narastaniem odczucia ciężkości pracy, bólu, spadku motywacji, koncentracji uwagi czy zmniejszenia sprawności motorycznej. Natomiast zmęczenie obwodowe związane jest z rekrutacją jednostek motorycznych, zmianami mechanicznymi i komórkowymi zachodzącymi w układzie ruchu (utrata lub zmniejszenie zdolności pracujących mięśni do skurczów)(Traczyk i Trzebski, 2007). Poza spadkiem szybkości i siły skurczu zaangażowanych mięśni, zmęczenie powoduje specyficzne subiektywne odczucie wykonanej pracy. Badania Borga i współpracowników (1962) wykazały, że subiektywne odczucie ciężkości pracy podczas wysiłków może zostać wykorzystane do trafnej oceny nasilania się rozwoju zmęczenia (Kozłowski i Nazar, 1999). Efekty wykonywania różnych wysiłków na realizację czynności ruchowych z punktu widzenia zmęczenia (spadku generowanych sił (Gandevia i wsp. 1995; Gandevia, 2001)) oraz wzrostu wariacji pomiędzy analizowanymi zmiennymi (Furness i wsp. 1977; Gottlieb i Lippold, 1983;

Contessa i wsp. 2009) mogą okazać się kluczowe dla potrzeb uprawiania sportu, ergonomii wykonywania czynności zawodowych, bezpieczeństwa osób w starszym wieku oraz możliwości wykonywania codziennych czynności przez osoby z różnymi jednostkami chorobowymi.

1.4 Synergie motoryczne, a wysiłek w świetle piśmiennictwa

Istnieje wiele kierunków badań nad koordynacją ruchów w aspekcie synergii motorycznych, m.in. utrzymywanie równowagi ciała (Krishnamoorthy i wsp. 2003; Danna-Dos-Santos i wsp. 2007; Furmanek i wsp. 2017), analiza chwytu dłoni (Shim i wsp. 2006; Shim i Park, 2007; Jo i wsp. 2015; Leo i wsp. 2015), ruchy wskazywania celu (Reisman i Scholz, 2003; Tseng i wsp. 2003; Domkin i wsp. 2005), sięgania kończyną górną (Muceli i wsp. 2010; Mattos i wsp. 2011; Van Der Steen i Bongers, 2011; Solnik i wsp. 2013), ruchy palcami u dłoni (Gorniak i wsp. 2007b; Mattos i wsp. 2015; Reschechtko i Latash, 2017), czy analiza chodu (Ivanenko i wsp. 2004; Cappellini i wsp. 2006; Warabi i wsp. 2017). Ponadto badania synergii dotyczą osób w różnym wieku, z różnymi jednostkami chorobowymi m. in. udarem (Reisman i Scholz, 2003; Cheung i wsp. 2012; Kang i Cauraugh, 2017;), chorobą Parkinsona (Park i wsp. 2013a; Jo i wsp. 2015; Falaki i wsp. 2016; Warabi i wsp. 2017), czy mózgowym porażeniem dziecięcym (Steele i wsp. 2015; Kukke, 2016; Tang i wsp. 2017). Innymi populacjami są także osoby starsze (Olafsdottir i wsp. 2007; Christou i Enoka, 2011; Gorniak i wsp. 2011; Quirk i Hubley-Kozey, 2014), oraz sportowcy (Sawers i wsp. 2015; Kristiansen i wsp. 2016; Samani i Kristiansen, 2017). Odrębny kierunek badań nad synergiami motorycznymi dotyczy wpływu wysiłku fizycznego (o różnym charakterze) na sposób wykonywania różnych zadań motorycznych. Szczegółowa analiza wpływu wysiłku fizycznego na synergie motoryczne poprzez opisane poniżej kryteria doboru prac do przeglądu piśmiennictwa została przedstawiona w dalszej części rozdziału.

Przeglądu piśmiennictwa dokonano z wykorzystaniem Boolowskiej strategii przeszukiwania w następujących bazach danych: Scopus, Pubmed oraz SportDiscus. Przez wzgląd na mnogość sposobów postrzegania i definiowania synergii motorycznych w piśmiennictwie, prace wyszukiwano w zakresie czasowym do 2019 roku (włącznie) oraz wykorzystano tylko trzy kombinacje słów kluczowych: „*synergy*” AND „*movement*”; „*synergy*” AND „*strength effort*” oraz „*synergy*” AND „*fatigue*”. Dokonano systematycznego przeglądu prac zgodnie z wytycznymi dotyczącymi preferowanego raportowania dla przeglądów systematycznych oraz meta-analiz (*ang. PRISMA – Preferred Reporting Items for*

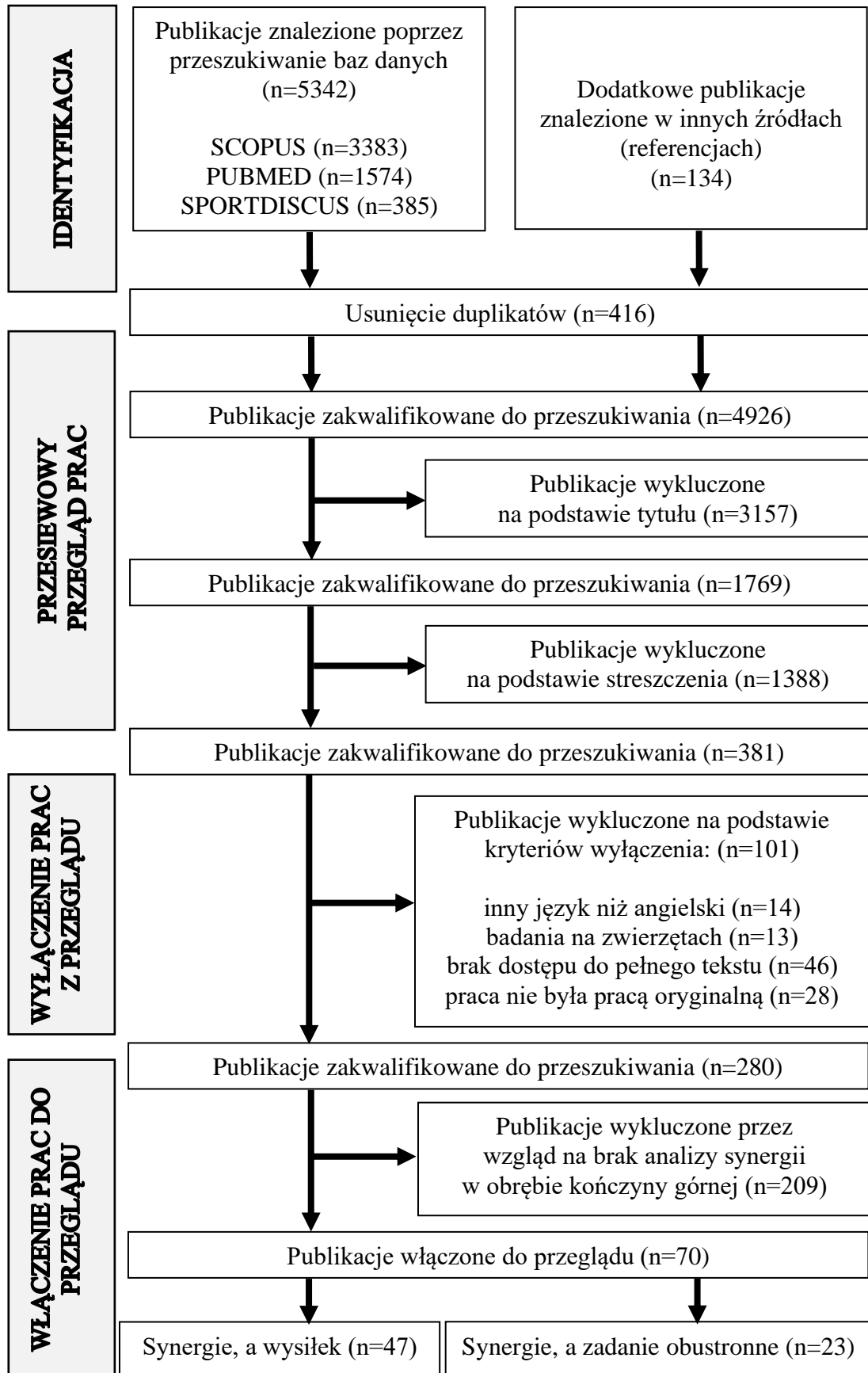
Systematic Reviews and Meta – Analysis). Podczas wstępnego wyszukiwania wyników do przeglądu, zakwalifikowano 5342 publikacje pochodzące ze wszystkich przeglądanych baz danych. Ponadto do ilości przeglądanych prac dodano publikacje znalezione w spisach piśmiennictwa przeglądanych prac. W kolejnym kroku usunięto wszystkie powielające się prace, na przestrzeni wyszukiwanych baz danych. Po ich usunięciu pozostało 4926 prac do analizy. Następnie wykluczono prace na podstawie analizy tytułu, pozostało 1769 publikacji. W kolejnym kroku prace zostały ocenione na podstawie streszczeń. Analiza streszczeń pozwoliła zakwalifikować 381 prac do dalszych etapów przeglądu. Powyższa pula publikacji została sprawdzona pod kątem przyjętych kryteriów wyłączenia/włączenia na podstawie pełnych tekstów publikacji. Do dalszych etapów przeglądu zakwalifikowano prace spełniające poniższe kryteria włączenia:

- publikacje dotyczyły synergii motorycznych, zgodnie z przyjętą definicją (Latash i Zatsiorsky, 2016),
- przeprowadzone badania dotyczyły kończyny górnej (lub kończyn górnych) u zdrowych dorosłych osób,
- analizowano zmienne kinetyczne oraz elektromiograficzne (EMG)
- zadanie motoryczne opierało się na wykonaniu wysiłku fizycznego,
- wykonywano zadanie motoryczne obiema kończynami górnymi.

Ustalono również kryteria wyłączenia wcześniej wybranych prac. Publikacja została usunięta z przeglądu piśmiennictwa gdy:

- nie została napisana w języku angielskim lub polskim,
- nie była pracą oryginalną (odrzucono przeglądy, meta–analizy oraz materiały pokonferencyjne itp.),
- badania realizowane były na zwierzętach.

Po dokonaniu analizy pełnych tekstów publikacji wobec przyjętych kryteriów, do dalszej analizy pozostawiono 280 pozycji. Ostatnim krokiem przeglądu piśmiennictwa była ocena pełnych tekstów prac w aspektach wykonywanych wysiłków/zmęczenia oraz wykonywania obustronnych/symetrycznych czynności ruchowych przez kończyny górne. Na tym etapie odrzucono 210 prac, jednocześnie kierując 70 publikacji do szczegółowej analizy (*Ryc. 12*).



Ryc. 12 Diagram przedstawiający algorytm wyboru prac w procesie przeglądu piśmiennictwa według PRISMA (Moher i wsp. 2009) z własną modyfikacją

Badania dotyczące wpływu wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych realizowane są na różnym poziomie analizy oraz z wykorzystaniem różnorodnych metod i technik badawczych (Latash 2012a). Podczas analizy zmiennych mechanicznych (związanych z interakcją ciało – środowisko) ocenia się kinematykę (Gandevia i wsp. 1998; Jaric i Latash, 1999; Gates i Dingwell, 2008) oraz kinetykę (generowane siły i momenty sił) wykonanego zadania motorycznego. Dla zmiennych neurofizjologicznych, synergie analizowane są na poziomie rekrutowania jednostek motorycznych (Carpentier i wsp. 2001; Adam i De Luca, 2005; Contessa i wsp. 2009) oraz aktywności bioelektrycznej poszczególnych grup mięśniowych. Ostatnią grupą analizowanych zmiennych są zmienne metaboliczne (związane z analizą aktywności OUN) wykorzystywane podczas technik obrazowania funkcji OUN (Danion i wsp. 2003; Asavasopon i wsp. 2014; Leo i wsp. 2015). Badania nad wysiłkiem fizycznym w aspekcie synergii są także prowadzone dla wielu różnorodnych czynności ruchowych, obejmują wielostawowe ruchy o charakterze lokalnym (Vuillerme i Teasdale, 2002; Apriantono i wsp. 2006; Senefeld i wsp. 2013) oraz ruchy globalne, dotyczące tułowia (Nardone i wsp. 1997; Strang i wsp. 2009; Singh i Latash, 2011).

W przypadku analiz dotyczących wykonywania wysiłków przez kończyny górne, zaobserwowano dużą różnorodność w kontekście badanych zadań motorycznych. Analizowano ruchy całej kończyny takie jak uderzanie młotkiem (Hammarskjöld i Harms-Ringdahl, 1992; Côté i wsp. 2005, 2008), “piłowanie” drewna (Gates i Dingwell, 2011; Cowley i wsp. 2014), wskazywanie (Jaric i wsp. 1999; Missenard i wsp. 2009b) czy sięganie do celu (Fuller i wsp. 2009; Cantú i wsp. 2014). Ponadto badano ruchy w poszczególnych stawach kończyny: ramiennym (Bowman i wsp. 2006; Ortega-Auriol i wsp. 2018), łokciowym (Missenard i wsp. 2008a, 2009a; Yoon i wsp. 2013; Senefeld i wsp. 2017) czy w stawach śródrečno-paliczkowych dla pojedynczych (Maluf i wsp. 2005; Post i wsp. 2008; Danna Dos Santos i wsp. 2010) lub wszystkich palców dłoni (Park i wsp. 2012; Singh i wsp. 2012, 2013). Powyższe czynności ruchowe wykonywano w warunkach statycznych oraz dynamicznych. Szczegółowa analiza wpływu wykonanych wysiłków fizycznych na formowanie synergii motorycznych, dla zmiennych kinetycznych oraz bioelektrycznych (na poziomie aktywności mięśniowej EMG), poprzez opisane powyżej kryteria doboru prac do przeglądu piśmiennictwa, została przedstawiona w Tabeli 2.

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 2. *Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych dla zmiennych kinetycznych oraz bioelektrycznych*

Źródło	Liczba badanych	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Warunki wykonywanego wysiłku	Procedura wykonywanego wysiłku	Wpływ zastosowanego wysiłku na formowanie synergii motorycznych (istotne różnice)
Hammarskjöld i Harms Ringdahl, 1992	10	skonstruowane urządzenie, EMG	wbijanie gwoździ, piłowanie drewna, przykręcanie śrub	dynamiczne	kręcenie korbą w zadanym określonym tempie przez 45 minut	wzrost mediany sygnału EMG podczas badanych zadań motorycznych; różnice sygnału EMG dla poszczególnych mięśni podczas różnych zadań;
Forestier i Nougier 1998	6	Selspot system	rzut piłką do celu	statyczne	generowanie siły o wartości 70% MVC przez zginacze stawu nadgarstkowego	wzrost czasu reakcji oraz czasu trwania całego ruchu; wzrost czasu ruchu dla stawu łokciowego i nadgarstkowego; różnice dla przyspieszenia, prędkości i hamowania ruchu w poszczególnych stawach;
Jaric i wsp. 1999	6 M	manipulandum dla ruchów w stawie łokciowym, dynamometr	wykonywanie ruchów kończyną górną od punktu do celu	statyczne	generowanie siły o wartości 60% MVC tak długo, jak to możliwe	spadek wartości uzyskiwanego MVC dla nie zaangażowanych w wysiłek prostowników stawu łokciowego;
Danion i wsp. 2000	9 M/5 K	dynamometr dedykowany dla palców u dłoni	nacisk palców u dłoni na sensory siły dynamometru	statyczne	generowanie siły o wartości 100% MVC przez palce u dłoni w czasie 60 sekund	spadek wartości uzyskiwanego MVC dla czterech palców; wyższe wartości MVC uzyskiwane po stronie proksymalnej dłoni niż dystalnej; spadek wartości MVC dla każdego zaangażowanego palca w wysiłek;
Danion i wsp. 2001	9 M/5 K	dynamometr dedykowany dla palców u dłoni	nacisk palców u dłoni na sensory siły dynamometru	statyczne	generowanie siły o wartości 100% MVC przez palec wskazujący w czasie 60 sekund	spadek wartości MVC dla palca wskazującego; różnica pomiędzy spadkiem wartości MVC między stroną proksymalną, a dystalną; niższe wartości MVC dla pozostałych palców po wysiłku; różnice w spadku generowanych sił pomiędzy palcem wskazującym, a pozostałymi palcami;
Hunter i Enoka 2001	7 M/7 K	dedykowany dynamometr dla stawu łokciowego, EMG	zginanie i prostowanie w stawie łokciowym	statyczne	utrzymanie zgięcia i wyprostowania stawu łokciowego na poziomie 20% MVC, tak długo jak to możliwe	wzrost współczynnika wariancji wraz z czasem trwania wysiłku dla generowanych sił; wzrost amplitudy sygnału EMG; różnice dla sygnału EMG dla poszczególnych zaangażowanych mięśni;
Nussbaum 2001	8 M/8 K	EMG	stukanie pomiędzy dwoma celami	dynamiczne	stukanie pomiędzy celami, na poziomie 30% MVC	różnice sygnału EMG dla poszczególnych mięśni; różnica w wariancji pomiędzy wysiłkiem statycznym, a dynamicznym;
Côté i wsp. 2002	25 M/5 K	stworzony układ do pomiaru generowanych sił	wykonywanie ruchów piłowania drewna przez kończyny górne	dynamiczne statyczne	piłowanie drewna przez okres 15 sekund, naprzemiennie z 15-sekundowym wysiłkiem statycznym na poziomie 70% MVC	spadek generowanych sił podczas wykonywanego zadania; dłuższy czas poszczególnych faz ruchu podczas wykonywanego zadania;

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 2. Ciąg dalszy

Źródło	Liczba badanych	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Warunki wykonywanego wysiłku	Procedura wykonywanego wysiłku	Wpływ zastosowanego wysiłku na formowanie synergii motorycznych (istotne różnice)
Corcos i wsp. 2002	8 M	dedykowany dynamometr dla stawu łokciowego, EMG	zginanie i prostowanie w stawie łokciowym	statyczne	zgięcia stawu łokciowego przez 25 sekund na poziomie 50% MVC	spadek wartości generowanego momentu siły; spadek wskaźnika moment siły/EMG;
Hunter i wsp. 2002	8 M/8 K	przetwornik dla generowanych sił, EMG	izometryczne zginanie w stawie łokciowym względem poziomu MVC	statyczne	utrzymanie zgięcia w stawie łokciowym na poziomie 15% MVC, tak długo jak to możliwe	wzrost amplitudy sygnału EMG; różnice dla amplitudy sygnału EMG pomiędzy zaangażowanymi mięśniami;
Madeleine i wsp. 2002	6 M	dynamometr Medilog system, EMG	zginanie w stawie łokciowym	statyczne	wysiłek ciągły oraz przerywany na poziomie 10 i 30% MVC z wzrokową lub proprioceptywną informacją zwrotną	wzrost błęd popełnianego przez badanych dla warunku 30% MVC; różnice dla generowanych sił oraz sygnału EMG w zależności od rodzaju otrzymywanej informacji zwrotnej;
Todd i wsp. 2003	7 M/3 K	dynamometr Xtran, EMG	zginanie w stawie łokciowym	statyczne	powtarzane 60-sekundowe maksymalne wysiłki podczas zginania stawu łokciowego	spadek generowanych sił; różnice dla kolejnych powtórzeń głównego zadania; spadek wartości amplitudy sygnału EMG wraz z kolejnymi powtórzeniami zadania;
Hostens i wsp. 2004	8 M/1 K	oscyloskop, EMG	zginanie w stawie łokciowym	statyczne dynamiczne	statyczny utrzymanie obciążenia o wartości 15% MVC przez 5 minut; dynamiczny zginanie w stawie łokciowym z obciążeniami 15% MVC przez 10 minut;	różnice pomiędzy wysiłkiem statycznym, a dynamicznym dla RMS sygnału EMG;
Maluf i wsp. 2005	20	dedykowany układ do pomiaru generowanych sił przez palec wskazujący	zginanie palca wskazującego	statyczny	zginanie palca wskazującego na poziomie 20 % i 60 % MVC tak długo jak to możliwe	różnica dla współczynnika wariancji dla generowanej siły; spadek wartości generowanego MVC; wzrost amplitudy sygnału EMG;
Côté i wsp. 2005	24 M/6 K	dynamometr dłoniowy Jamar	uderzenie młotkiem do celu w postawie stojącej	dynamiczne statyczne	uderzenie młotkiem przez 15 sekund naprzemiennie z izometrycznym zgięciem ramienia na poziomie 70% MVC	spadek siły ścisku ręki;
Bowman i wsp. 2006	20 M	dedykowany (skonstruowany) dynamometr	odwodzenie w stawie ramiennym	dynamiczne	rzuty piłką baseballową w własnym tempie do momentu spadku prędkości poniżej 10% prędkości maksymalnej	spadek czasu hamowania ruchu;

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 2. Ciąg dalszy

Źródło	Liczba badanych	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Warunki wykonywanego wysiłku	Procedura wykonywanego wysiłku	Wpływ zastosowanego wysiłku na formowanie synergii motorycznych (istotne różnice)
Huffenus i wsp. 2006	18 M	dynamometr (Selspot system), EMG	rzut dyskiem do celu	statyczne	utrzymanie wysiłku na poziomie 70% MVC przez okres 40 sekund z identyczną przerwą wypoczynkową (15 powtórzeń)	różnice dla amplitudy sygnału EMG dla różnych zaangażowanych grup mięśniowych;
Lavender i Nosaka 2006	12 M	dynamometr	zginanie w stawie łokciowym	dynamiczne	zginanie stawu łokciowego, 6 serii po 5 powtórzeń na poziomie 30, 50, 80% MVC z 2-minutową przerwą pomiędzy seriami	różnice dla generowanej siły dla każdej z zastosowanych trzech różnych intensywności zadania;
Semmler i wsp. 2007	7 M/3 K	dynamometr dedykowany dla stawu łokciowego, EMG	skurcze izometryczne zginaczy i prostowników stawu łokciowego na poziomie 5, 20, 35 i 50% MVC	dynamiczne	ekscentryczna oraz koncentryczna praca mięśni z obciążeniem do 40% MVC wykonywana z metronomem	spadek generowanych sił dla wysiłku koncentrycznego oraz ekscentrycznego; różnice w sygnale EMG dla poszczególnych mięśni po wykonaniu obu rodzaju wysiłków; wzrost współczynnika wariancji dla generowanych sił; różnice współczynnika wariancji dla obu rodzajów wysiłków;
Kruger i wsp. 2007	6 M/7 K	dynamometr dedykowany dla palców u dłoni	nacisk palców u dłoni na sensory siły dynamometru z obciążeniem 30 % MVC	statyczne	60-sekundowy maksymalny nacisk na sensory palca wskazującego oraz wszystkich palców dłoni z wyłączeniem kciuka	spadek wariancji po wysiłku dla czterech palców dłoni; spadek wartości współczynnika wariancji po wysiłku dla czterech palców dłoni;
Yoon i wsp. 2007	9 M/9 K	dynamometr, oscyloskop, EMG	zginanie w stawie łokciowym	statyczne	utrzymanie tak długo jak to możliwe poziomu siły 20 lub 80% MVC	wzrost wartości amplitudy sygnału EMG; różnice dla wartości generowanych sił po zastosowaniu dwóch różnych wysiłków;
Côté i wsp. 2008	24 M/6 K	dynamometr Jamar, EMG	uderzanie młotkiem do celu w postawie stojącej	dynamiczne statyczne	uderzanie młotkiem przez 15 sekund naprzemiennie z izometrycznym zginaniem ramienia z obciążeniem 70% MVC	spadek generowanej siły ścisku ręki; wzrost amplitudy sygnału EMG dla poszczególnych mięśni;
Gates i Dingwell, 2008	9 M/5 K	skonstruowane urządzenie, EMG	zadanie zbliżone do ruchu piłowania drewna	dynamiczne	piłowanie drewna z obciążeniem 15% MVC	spadek mediany częstotliwości sygnału EMG; różnice dla amplitudy i prędkości ruchu dla badanych; różnice dla zmienności ruchu wśród badanych;

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 2. Ciąg dalszy

Źródło	Liczba badanych	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Warunki wykonywanego wysiłku	Procedura wykonywanego wysiłku	Wpływ zastosowanego wysiłku na formowanie synergii motorycznych (istotne różnice)
Huysmans i wsp. 2008	11 K	skonstruowane urządzenie, EMG	poruszanie komputerową myszą	statyczne	prostowanie w stawie nadgarstkowym na poziomie 15% MVC przez okres 10 minut	spadek średniej częstotliwości mocy sygnału EMG; wzrost zmienności podczas generowania siły; spadek wartości uzyskanego MVC;
Missenard i wsp. 2008a	6 M/2 K	dynamometr dedykowany dla kończyny górnej	zginanie i prostowanie w stawie łokciowym	statyczne	wykonywanie 20-sekundowych zgięć i wyprostów stawu łokciowego z obciążeniem 60% MVC	spadek MVC dla generowanych sił; korelacja pomiędzy generowanymi siłami, a występującą zmiennością;
Missenard i wsp. 2008b	3 M/4 K	dynamometr dedykowany dla kończyny górnej, EMG	zginanie i prostowanie w stawie łokciowym	statyczne	wykonywanie 20-sekundowych zgięć i wyprostów stawu łokciowego z obciążeniem 60% MVC	spadek wartości generowanego MVC; spadek czasu ruchu przedramienia; wzrost popełnianego błędu w zadaniu; spadek dla zastosowanego wskaźnika ko-kontrakcji;
Post i wsp. 2008	8M/7 K	dynamometr dedykowany dla ruchów palca wskazującego, EMG	odwodzenie palca wskazującego	statyczne	maksymalne odwodzenie palca wskazującego przez 2 minuty oraz utrzymanie 30% MVC przez 26 sekund+4 sekundy przerwy do momentu nie uzyskania powyższej wartości	korelacja wartości generowanych sił z sygnałem EMG; wzrost amplitudy sygnału EMG; spadek generowanych sił;
Missenard i wsp. 2009b	16	dynamometr dedykowany dla stawu łokciowego, EMG	maksymalne zginanie i prostowanie w stawie łokciowym	statyczne	wykonywanie 20-sekundowych zgięć i wyprostów stawu łokciowego z obciążeniem 60% MVC	spadek siły dla wartości MVC; korelacja pomiędzy poziomem generowanej siły, a popełnionym błędem przez badanych; wzrost wartości współczynnika zmienności dla generowanych sił; wzrost amplitudy sygnału EMG;
Missenard i wsp. 2009a	7 M/4 K	dynamometr dedykowany dla stawu łokciowego, EMG	wskazywanie na przemian dwóch punktów	statyczne	wykonywanie 20-sekundowych zgięć i wyprostów stawu łokciowego z obciążeniem 60% MVC	spadek wartości MVC; zmiana stosunku generowanej siły do sygnału EMG;
Fuller i wsp. 2009	8 M/6 K	dynamometr BTE Simulator II, EMG	sięganie kończyną górną	dynamiczne	sięganie kończyną górną do celów w rytmie 1 Hz	wzrost amplitudy oraz RMS dla pracy poszczególnych mięśni; spadek generowanego MVC;
Danna Dos Santos i wsp. 2010	5 M/3 K	dynamometr dedykowany do pomiaru siły ścisku dłoni przez poszczególne palce, EMG	zaciśnięcie dłoni przez trzy palce (kciuk, wskazujący oraz środkowy)	statyczne	generowanie siły na poziomie 40% MVC przez trzy palce, tak długo jak to możliwe	spadek MVC dla generowanych sił; wzrost zmienności pracy poszczególnych palców w zadaniu; wzrost amplitudy sygnału EMG; różnice w amplitudzie sygnału EMG dla poszczególnych mięśni;

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 2. Ciąg dalszy

Źródło	Liczba badanych	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Warunki wykonywanego wysiłku	Procedura wykonywanego wysiłku	Wpływ zastosowanego wysiłku na formowanie synergii motorycznych (istotne różnice)
Gates i Dingwell, 2010	11 M/9 K	dynamometr Baseline, EMG	wykonywanie ruchów piłowania drewna przez kończyny górne	dynamiczne	wykonywanie ruchów piłowania drewna przez kończyny górne w pozycji siedzącej z obciążeniem 25% MVC oraz wznosów w przód kończyny górnej z obciążeniem 10% MVC	różnice dla sygnału EMG poszczególnych mięśni; spadek generowanej wartości MVC;
Kattla i Lowery, 2010	10 M/5 K	dedykowany dynamometr dla palców u dłoni, EMG	zginanie palca wskazującego	statyczne	zginanie palca wskazującego na poziomie 30% MVC do spadku generowanej siły do poziomu 10%	spadek mediany częstotliwości sygnału EMG; wzrost amplitudy sygnału EMG; wzrost zmienności dla generowanych sił;
Singh i wsp. 2010a	7 M/3 K	dynamometr dedykowany dla palców u dłoni	naciskanie palcami u dłoni na sensory nacisku w kilku zadaniach	statyczne	60-sekundowy wysiłek maksymalny dla palca wskazującego	spadek generowanych sił podczas testu MVC dla zadania angażującego palec wskazujący oraz cztery palce dłoni (z wyłączeniem małego palca); wzrost wariancji dla dokładności wykonywania zadania; wzrost wariancji generowanych sił przez poszczególne palce; wzrost wariancji dla generowanych sił; wzrost wskaźnika synergii;
Singh i wsp. 2010b	8 M/4 K	dynamometr dedykowany dla palców u dłoni	nacisk palców u dłoni na sensory	statyczne	60-sekundowy maksymalny nacisk na sensory palca wskazującego	spadek generowanych sił w teście MVC dla poszczególnych palców; wzrost wartości błędów podczas wykonania zadania; wzrost wariancji dla generowanych sił; wzrost wskaźnika synergii;
Gates i Dingwell, 2011	6 M/4 K	skonstruowane urządzenie, EMG	zadanie zbliżone do ruchu piłowania drewna	dynamiczne	piłowanie drewna z intensywnością 15% MVC	wzrost czasu ruchu w zależności od wysokości wykonywania zadania; spadek mediany częstotliwości dla sygnału EMG; wzrost zmienności ruchu, popełniany większy błąd;
Chen i wsp. 2012	7 M/8 K	akcelerometry, EMG	śledzenie na ekranie	dynamiczne	12 powtórzeń zadania w czasie 30 sekund z dwukilogramowym obciążeniem	wzrost wartości popełnianego błędu w zadaniu; wzrost amplitudy sygnału EMG; spadek mediany częstotliwości sygnału EMG;
Singh i wsp. 2012	7 M/6 K	dynamometr dedykowany dla palców u dłoni	nacisk palców u dłoni na sensory jednoręcz bądź oburęcz	statyczne	60-sekundowy maksymalny nacisk na sensory palca wskazującego	spadek generowanych sił dla wartości MVC dla zaangażowanej kończyny w stosunku do niezaangażowanej; wzrost wariancji generowanych sił dla obu kończyn; wzrost wskaźnika synergii;
Park i wsp. 2012	8 M	dedykowany dynamometr dla czterech palców u dłoni	naciskanie palcami u dłoni na sensory nacisku w kilku zadaniach	statyczne	60-sekundowy wysiłek maksymalny dla palca wskazującego	spadek wartości generowanych sił dla MVC dla palca wskazującego oraz wszystkich czterech palców; wzrost wartości błędów popełnianych przez badanych; spadek/wzrost dla współczynnika wariancji; wzrost wartości wskaźnika synergii;

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 2. Ciąg dalszy

Źródło	Liczba badanych	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Warunki wykonywanego wysiłku	Procedura wykonywanego wysiłku	Wpływ zastosowanego wysiłku na formowanie synergii motorycznych (istotne różnice)
Fuller i wsp. 2013	8 M/5 K	dynamometr BTE Simulator II, EMG	sięganie kończyną górną	dynamiczne	sięganie kończyną górną do celów w rytmie 1 Hz	wzrost amplitudy oraz RMS dla pracy poszczególnych mięśni; spadek generowanego MVC;
Singh i wsp. 2013	9 M/7 K	dynamometr dedykowany dla palców dłoni	nacisk palców u dłoni na sensory jednorącz	statyczne	60-sekundowy maksymalny nacisk na sensory palca wskazującego	spadek MVC dla generowanych sił dla palca wskazującego oraz czterech palców dłoni; wzrost popełnianego błędu dla palca wskazującego; wzrost wartości wskaźnika synergii;
Yoon i wsp. 2013	26 M	dedykowane urządzenie dla ruchów w stawie łokciowym, EMG	zginanie i prostowanie w stawie łokciowym	statyczne	zginanie w stawie łokciowym na poziomie 20% MVC do momentu utraty pozycji (kąta 90 stopni)	spadek MVC dla generowanych sił; wzrost amplitudy dla sygnału EMG; różnice w sygnale EMG dla poszczególnych mięśni;
Cantú i wsp. 2014	10 M/9 K	dynamometr BTE Simulator II, EMG	sięganie kończyną górną	dynamiczne	sięganie kończyną górną do celów w rytmie 1 Hz	wzrost amplitudy oraz RMS dla pracy poszczególnych mięśni; spadek generowanego MVC;
Cowley i wsp. 2014	11 M/9 K	skonstruowane urządzenie, EMG	zadanie zbliżone do ruchu piłowania drewna	dynamiczne	piłowanie drewna z obciążeniem 25% MVC	spadek wartości generowanego MVC; spadek popełnianego błędu; różnice w szybkości oraz pokonywanej odległości przez kończynę górną;
Singh i wsp. 2014	8 M/8 K	dynamometr dedykowany dla palców dłoni	ściskanie dłoni	statyczne	60-sekundowy maksymalny nacisk na sensory palca wskazującego oraz kciuka w kolejnym zadaniu	spadek wartości generowanego MVC; wzrost wariancji dla generowanych sił przez palce; spadek wartości wskaźnika synergii;
Senefeld i wsp. 2017	16 M/16 K	dynamometr Biodex	zginanie w stawie łokciowym	dynamiczne	3 serie zgięcia po 30 powtórzeń na poziomie 20% MVC	spadek wartości generowanego MVC;
Ortega-Auriol i wsp. 2018	11	dynamometr Omega160 EMG	rotacja w stawie ramiennym	statyczne	odnajdywanie punktu w przestrzeni z oporem 40 % MVC	spadek amplitudy sygnału EMG, spadek mediany częstotliwości sygnału EMG;

EMG=elektromiografia; M=mężczyźni; K=kobiety; MVC=maksymalny skurcz mięśniowy; RMS=średnia kwadratowa;

Badania nad koordynacją jednocześnie wykonywanych ruchów przez obie kończyny górne sugerują występowanie istotnych różnic pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą. Wykonywanie czynności obustronnych jest ściśle związane z zakładaną hierarchiczną kontrolą ruchu, gdzie podział na kończynę dominującą i niedominującą jest najczęściej poddawany analizie. Pomimo przeprowadzenia wielu badań nad asymetrią czynnościową u człowieka, wciąż nie w pełni znane są struktury i mechanizmy układu nerwowego odpowiedzialne za obustronne wykonywanie ruchów (Sainburg i Schaefer, 2004). W piśmiennictwie wyróżnia się dwa główne modele charakteryzujące asymetrię czynnościową u człowieka: pierwszy, klasyczny, zaproponowany przez Leipmanna w 1905 roku, mówiący o dominacji lewej półkuli mózgowej dla osób praworęcznych (Sainburg 2002) oraz drugi *ang. dynamic dominance hypothesis*, zaproponowany przez Sainburga na początku XXI wieku (Sainburg i Kalakanis, 2000; Bagesteiro i Sainburg, 2002, 2003; Sainburg, 2002). Przedstawiona hipoteza mówi o specjalizacji kończyny dominującej charakteryzującej się utrzymaniem kontroli specyficznego poruszania się w ruchach jedno i wielostawowych, podczas gdy kończyna niedominująca odpowiedzialna jest za utrzymanie odpowiedniej pozycji ciała podczas wykonywania ruchu (Sainburg, 2002; Zhang i wsp. 2006a). Ponadto zasadność powyższego modelu została potwierdzona badaniami u praworęcznych osób po wystąpieniu udaru mózgu (Haaland i wsp. 2004; Yarosh i wsp. 2004).

W kontekście wykonywania wysiłków siłowych przez obie kończyny górne, wielu badaczy stosuje dedykowane dynamometry dla konkretnych zadań motorycznych. Najczęściej badanymi ruchami w tym zakresie były: zginanie w stawach łokciowych (Ridderikhoff i wsp. 2005; Boonstra i wsp. 2007; Gueugnon i wsp. 2014), ruchy w stawach poszczególnych palców dłoni (Zhang i wsp. 2006a; Gorniak i wsp. 2007a; Singh i wsp. 2012) oraz czynności manipulacyjne dłoni (Bagesteiro i Sainburg, 2002, 2003; Jaric i wsp. 2006; Gorniak i Alberts, 2013; de Vries i wsp. 2016). Istnieją również prace oceniające czynności obustronne poprzez zastosowanie analizy EMG (Krishnamoorthy i wsp. 2007; Tomiak i wsp. 2015; de Vries i wsp. 2016;). Szczegółowa analiza wykonywania czynności obustronnych przez kończyny górne dla zmiennych kinetycznych oraz EMG, poprzez opisane powyżej kryteria doboru prac do przeglądu piśmiennictwa została przedstawiona poniżej w tabeli 3.

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 3. Szczegółowa analiza synergii motorycznych w aspekcie wykonywania zadań obustronnych kończynami górnymi dla zmiennych kinetycznych i bioelektrycznych

Źródło	Liczba badanych	Kończyna dominująca	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Zadanie bilateralne, a synergii motoryczne (istotne różnice)
Swinnen i wsp. 1991	2 M/5 K	prawa	EMG	symetryczne i asymetryczne ruchy kończyn górnych	wzrost amplitudy EMG dla lewego mięśnia dwugłowego i trójgłowego ramienia podczas przejścia z zadania symetrycznego na asymetryczne oraz spadek jego aktywności względem wykonania kolejnych powtórzeń; różnice sygnału EMG pomiędzy zadaniem symetrycznym, a asymetrycznym;
Adam i wsp. 1998	8 M	prawa i lewa	dedykowany dynamometr dla palca wskazującego, EMG	odwodzenie palca wskazującego	spadek wartości siły uzyskiwanej przez kończynę dominującą; wzrost współczynnika wariancji dla generowanych sił dla kończyny niedominującej;
Serrien i Wiesendanger, 2001	3 M/3 K	BD	dedykowany dynamometr do siły ścisku kciuka oraz palca wskazującego	ściskanie dynamometru przez kciuk i palec wskazujący	różnice między maksymalną, a minimalną wartością współczynnika siły ścisku; różnice pomiędzy zadaniem bilateralnym, a unilateralnym dla współczynnika siły ścisku;
Zijdwind i Kernell, 2001	2 M/3 K	prawa i lewa	dedykowany dynamometr dla palca wskazującego, EMG	odwodzenie palca wskazującego	korelacja pomiędzy wartościami generowanej siły przez kończyny w zadaniu bilateralnym; różnica wariancji dla generowanych sił dla indywidualnych przypadków; spadek wartości MVC dla generowanych sił w kolejnych zadaniach; różnice w sygnale EMG w kolejnych zadaniach;
Bagesteiro i Sainburg, 2002	3 M/3 K	prawa	stanowisko dedykowane do wykonywania ruchów kończyną górną w pozycji siedzącej, EMG	przesuwanie kursora po ekranie komputera	spadek amplitudy sygnału EMG dla kończyny dominującej; różnice sygnału EMG pomiędzy poszczególnymi mięśniami;
Bagesteiro i Sainburg, 2003	6 M/6 K	prawa	stanowisko dedykowane do wykonywania ruchów kończyną górną w pozycji siedzącej, EMG	przesuwanie kursora po ekranie komputera	wzrost sygnału EMG dla mięśnia dwugłowego ramienia kończyny dominującej; spadek sygnału EMG dla mięśnia łokciowego obu kończyn;
Bracewell i wsp 2003	8 M/8 K	prawa i lewa	manipulandum dedykowane do pomiaru sił ścisku kciuka oraz palca wskazującego	utrzymanie manipulandum poprzez ścisk palców horyzontalnie; utrzymanie wysokości manipulandum nad podłożem;	wyższe siły przyłożenia wraz z zastosowaniem większym obciążeniem oraz dla kończyny, która znajdowała się bliżej obciążenia; interakcja masy w stosunku do pozycji odważnika oraz dla kończyny dla sił przyłożenia; interakcja dla różnic w siłach przyłożenia;
Jaric i wsp 2005	5 M/5 K	BD	dynamometr dla siły ścisku palców o obu kończyn górnych	generowanie sił przez palce u dłoni (jednoręcz, oburęcz)	wzrost popełnianego błędu dla zadania bilateralnego w stosunku do unilateralnego; wyższy współczynnik wariancji dla zadania bilateralnego w stosunku do unilateralnego; interakcja pomiędzy warunkiem zadania, a generowaną siłą;
Morrison i wsp. 2005	2 M/5 K	prawa	EMG	wskazywanie kończyną górną	wzrost RMS tylko dla mięśni palców wskazujących po zastosowaniu wysiłku u obu kończyn, podczas wysiłku tylko jednej z nich; wzrost amplitudy EMG dla kończyny wykonującej wysiłek;

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 3. Ciąg dalszy

Źródło	Liczba badanych	Kończyna dominująca	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Zadanie bilateralne, a synergie motoryczne (istotne różnice)
Ridderikhoff i wsp. 2005	6 M/5 K	prawa	EMG	zginanie i prostowanie ramion	różnica amplitudy EMG w zadaniu bilateralnym oraz unilateralnym; różnice dla obu kończyn podczas aktywności poszczególnych mięśni;
Zhang i wsp. 2006b	8 M/8 K	prawa	dynamometr dedykowany dla palców dłoni	wywieranie nacisku na sensory przez palce kończyn górnych	wyższa wartość siły generowana przez mężczyzn; większy spadek wskaźnika synergii dla kończyny niedominującej w stosunku do dominującej; różnica u mężczyzn dla wskaźnika synergii po wykonaniu zadania dla kończyny niedominującej w stosunku do dominującej; różnica wartości wskaźnika synergii dla kończyny niedominującej po wykonaniu zadania pomiędzy mężczyznami, a kobietami;
Jaric i wsp. 2006	4 M/6 K	prawa i lewa	dynamometr dla siły ścisku palców obu kończyn górnych	generowanie sił przez palce dłoni (jednorącz, oburącz)	wyższa generowana siła przez kończynę dominującą; różnica w popełnianym błędzie przy różnych częstotliwościach wykonania zadania;
Boonstra i wsp. 2007	9 M/2 K	BD	przetworniki siłowe, EMG	zginanie i prostowanie ramion	wyższa amplituda sygnału EMG po zastosowanym wysiłku; wyższa amplituda sygnału EMG dla zgięcia stawu łokciowego; spadek mediany częstotliwości sygnału EMG po wysiłku; różnice w medianie częstotliwości dla poszczególnych zaangażowanych mięśni;
Gorniak i wsp. 2007a	5 M/5 K	prawa	dynamometr dedykowany dla palców dłoni	wywieranie nacisku na sensory przez palce kończyn górnych	różnice dla wariacji generowanych sił w różnych fazach wykonywania zadania; różnice dla wariacji sił generowanych przez poszczególne palce w różnych fazach wykonywania zadania; różnice dla zadania unilateralnego, uzyskanie wyższych wartości wskaźnika synergii w pierwszej fazie wykonania zadania wraz z uzyskaniem mniejszych wartości wskaźnika w drugiej fazie wykonania zadania;
Gorniak i wsp. 2007b	4 M/4 K	prawa	dynamometr dedykowany dla palców dłoni	wywieranie nacisku na sensory przez palce kończyn górnych	różnice w osiągniętej wariacji generowanych sił podczas różnych faz zadania; różnice dla wskaźnika synergii pomiędzy poszczególnymi cyklami zadania; różnice w zadaniu unilateralnym oraz bilateralnym dla różnych faz wykonania zadania w wariacji generowanej siły;
Krishnamoorthy i wsp. 2007	5 M/5 K	prawa	manipulandum mierzące siły i momenty sił generowane przez ręce, EMG	śledzenie szablonu na ekranie (poruszając uchwytem przez ruchy dłoni)	wzrost amplitudy EMG podczas wykonywania różnych zadań; różnice dla wariacji podczas wykonywania zadania;
Hu i Newell, 2011	6 M/5 K	prawa	dedykowany dynamometr dla palca wskazującego	odwodzenie palca wskazującego	różnice dla RMS podczas generowania sił; różnice dla współczynnika wariacji podczas generowania sił; różnice podczas wykonywania zadania dla obu kończyn w zależności od warunku zadania; różnice dla entropii w zależności od warunku zadania;

Rozdział I Teoretyczno-empiryczne wprowadzenie do problematyki pracy:
Synergie motoryczne, a wysiłek: Przegląd piśmiennictwa

Tabela 3. Ciąg dalszy

Źródło	Liczba badanych	Kończyna dominująca	Aparatura badawcza	Zadanie motoryczne	Zadanie bilateralne, a synergie motoryczne (istotne różnice)
Singh i wsp. 2012	7 M/6 K	prawa	dynamometr dedykowany dla palców dłoni	wywieranie nacisku na sensory przez palce kończyn górnych	wzrost RMS dla sił generowanych przez poszczególne palce w zadaniu unilateralnym dla kończyny niedominującej; wzrost RMS dla sił generowanych przez palce obu kończyn w zadaniu bilateralnym; w zadaniu unilateralnym istotny wzrost wariancji dla generowanej siły dla kończyny poruszającej się (dla zaangażowanych w ruch palców); w zadaniu bilateralnym wzrost wariancji dla generowanych sił przez obie kończyny górne; w zadaniu unilateralnym wzrost wskaźnika synergii w obu kończynach (większy dla kończyny wykonującej ruch); w zadaniu bilateralnym wzrost wariancji, oraz różnice dla wskaźnika synergii w stosunku do kończyny wykonującej ruch;
Gorniak i Alberts, 2013	7 M/5 K	prawa	dynamometr dla generowanych sił przez palce dłoni	położenie jednego obiektu na drugim oraz ich połączenie przez obrócenie jednego z obiektów	różnice dla sił przyłożenia obu kończyn podczas łączenia oraz rozłączania dwóch obiektów;
Gueugnon i wsp. 2014	12 M/2 K	prawa	dynamometr dedykowany dla stawu łokciowego	zginanie w stawie łokciowym	spadek MVC dla kończyny wykonującej wysiłek w stosunku do drugiej kończyny; wpływ wysiłku unilateralnego tylko na kończynę ćwiczącą; różnice w wartościach popełnianego błędu pomiędzy zadaniem unilateralnym, a bilateralnym;
Tomiak i wsp. 2015	9 M	prawa	stanowisko umożliwiające wykonywanie ruchów wiosłowania przez kończyny górne, EMG	wiosłowanie kończynami górnymi w pozycji siedzącej	różnica w aktywności mięśniowej poszczególnych mięśni w różnych fazach zadania;
de Vries i wsp. 2016	8 M/8 K	BD	EMG	wykonanie chwytu kciukiem oraz palcem wskazującym	różnice dla amplitudy EMG w testowanych warunkach; korelacja pomiędzy sygnałami EMG z dwóch kończyn;
Kang i wsp. 2019	5 M/5 K	prawa	dynamometr dedykowany dla stawu nadgarstkowego oraz palców dłoni	prostowanie nadgarstków i palców dłoni	różnice dla generowanych sił pomiędzy badanymi grupami; różnice dla wartości zmienności pomiędzy badanymi grupami; różnice dla wskaźnika synergii pomiędzy badanymi grupami; korelacja pomiędzy sygnałami z dwóch kończyn w poszczególnych grupach;

EMG=elektromiografia; **M**=mężczyźni; **K**=kobiety; **MVC**=maksymalny skurcz mięśniowy; **RMS**=średnia kwadratowa; **BD**=brak danych;

Podjęcie wysiłku siłowego powoduje znaczące zmiany dla wykonywania różnych czynności ruchowych przez kończyny górne. W aspekcie generowanych sił, powstające zmęczenie powoduje ich spadek (Cantú i wsp. 2014; Cowley i wsp. 2014; Senefeld i wsp. 2017) oraz zwiększa wartość błędów popełnianych przez osoby badane (Missenard i wsp. 2008b; Gates i Dingwell, 2011; Chen i wsp. 2012). Z kolei sygnał elektromiograficzny, pod wpływem wysiłku charakteryzuje się zwiększeniem amplitudy swoich wartości (Danna Dos Santos i wsp. 2010; Fuller i wsp. 2013; Yoon i wsp. 2013). Dla innej szeroko stosowanej analizy w kontekście wpływu wysiłku fizycznego jest ocena widma częstotliwości sygnału EMG (Kallenberg i wsp. 2007; Phinyomark i wsp. 2012; Nazmi i wsp. 2016). Ocena ta, opiera się na wyznaczeniu funkcji gęstości widma mocy sygnału EMG w dziedzinie częstotliwości sygnału. Najczęściej wykorzystywanymi zmiennymi do analizy spektralnej są mediana, średnia częstotliwość widma sygnału EMG (Phinyomark i wsp. 2012) oraz średnia moc widma (Nazmi i wsp. 2016). Po dokonaniu przeglądu prac, wykazano zależność w której wykonanie różnego rodzaju wysiłków fizycznych powoduje spadek wartości zmiennych opisujących widmo częstotliwości sygnału EMG (Huysmans i wsp. 2008; Kattla i Lowery, 2010; Chen i wsp. 2012). Ponadto, wysiłek fizyczny powoduje istotny wzrost zmienności analizowanych zmiennych podczas wykonywania badanych zadań motorycznych. Badacze zmienności określają ją w różny sposób m. in. jako współczynnik wariancji (Maluf i wsp. 2005; Kruger i wsp. 2007; Missenard i wsp. 2009b) czy entropię (Hu i Newell, 2011). Kolejną metodą analizy zmienności jest analiza UCM, gdzie zmienność oraz wskaźnik synergii, w większości prac uległa wzrostowi (Park i wsp. 2012; Singh i wsp. 2012, 2014). Odsetek prac wykorzystujących koncepcję UCM do oceny wpływu wysiłków fizycznych, jest także niewielki w odniesieniu do wykonywania zadań jednostronnych oraz obustronnych. Dla wymienionych wyżej zmiennych, a więc wartości generowanych sił (Zijdwind i Kernell, 2001; Jaric i wsp. 2005, 2006;) wielkości popełnianego błędu, (Gueugnon i wsp. 2014), zmienności (Krishnamoorthy i wsp. 2007; Hu i Newell, 2011; Singh i wsp. 2012) oraz amplitudy i widma sygnału EMG (Bagesteiro i Sainburg, 2003; Boonstra i wsp. 2007; de Vries i wsp. 2016) można sformułować podobne wnioski jak w przypadku wpływu wysiłków o różnym charakterze. W aspekcie wysiłków obustronnych występuje jednak większa ilość badań przedstawiająca istotne różnice pomiędzy aktywnością EMG zaangażowanych i niezaangażowanych mięśni w wysiłek (synergie B) (Serrien i Wiesendanger 2001; Bagesteiro i Sainburg, 2002; Morrison i wsp. 2005; Ridderikhoff i wsp. 2005; Zhang i wsp. 2006a; Tomiak i wsp. 2015), w stosunku do analiz UCM (synergie C).

ROZDZIAŁ II

PROBLEMATYKA BADAWCZA:

ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

W dziedzinie teorii sportu oraz fizjologii wysiłku fizycznego dotychczas najlepiej poznano efekty wykonania wysiłków siłowych i wytrzymałościowych. Niemniej jednak, w oparciu o aktualny stan wiedzy nie jest możliwe jednoznaczne określenie skutków wykonywania wysiłków o różnym charakterze na koordynację ruchową. Kontynuowanie wysiłku fizycznego wiąże się z występowaniem zmian fizjologicznych podczas wykonywania ruchów oraz powstawania zmęczenia. Ocena wpływu powyższych zmian oraz zmęczenia na poziom wykonania danego zadania motorycznego, postrzegana jest jako główny cel badań w niniejszym aspekcie. Na podstawie przeprowadzonego przeglądu piśmiennictwa w zakresie wpływu wysiłku siłowego na formowanie synergii motorycznych, zastanawia fakt relatywnie małej liczby prac badającej powyższe zagadnienie. Większość badaczy, oceniała wpływ jednego z rodzajów wysiłku (najczęściej wykonywanego w warunkach statycznych lub dynamicznych), podczas gdy tylko kilku oceniało wpływ różnych rodzajów wysiłku na proces kontroli ruchów dla tego samego zadania motorycznego. Powyższą dysproporcję można dostrzec, zwłaszcza dla ruchów wykonywanych przez kończyny górne. Podobną charakterystykę można zaobserwować uszczegóławiając kryteria przeglądu piśmiennictwa dla wykonywanych wysiłków przez kończyny górne jednostronnie (*czynności unilateralne*), oraz obustronnie (*czynności bilateralne*). Ponadto, analizując metody i techniki oceny koordynacji ruchów, zastanawia niewielka liczba prac określających wpływ różnych wysiłków na proces kontroli, wykorzystujących bardziej wyrafinowane metody analizy m.in. koncepcję UCM (w aspekcie synergii B oraz C). Być może, wynika to z faktu iż zastosowanie koncepcji UCM i analiza synergii C komplikuje się wraz z ilością zaangażowanych struktur układu ruchu w wykonanie danej czynności ruchowej. Pomimo gwałtownego rozwoju dyscyplin naukowych takich jak kinezylogia czy neurofizjologia (a także technologii badawczych), w dalszym ciągu nie do końca poznano efekty wykonywania wysiłków o różnym charakterze na koordynację ruchów kończyn górnych, zwłaszcza w kontekście wykonywania czynności obustronnych. Zgodnie z powyższym, prowadzenie dalszych badań w tym obszarze wydają się istotne i konieczne.

2.1 Cel pracy

Na podstawie analizy podstaw teoretycznych i empirycznych sformułowano cel pracy, którym było określenie wpływu wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych.

2.2 Pytania badawcze

Uszczegóławiając tak sformułowany cel pracy postawiono następujące pytania badawcze:

1. Jaka liczba powtórzeń badanego zadania motorycznego zapewnia rzetelny poziom analizy UCM w ocenie zmienności jego wykonania?
2. Czy wysiłek fizyczny, wykonywany przez kończyny górne (kończynę dominującą, niedominującą oraz obie kończyny) w różnych warunkach (statyczne/dynamiczne) wpłynie na wykonanie badanego zadania motorycznego?
3. Czy zastosowany wysiłek fizyczny, wpłynie na formowanie synergii motorycznych dla badanego zadania motorycznego?

2.3 Hipotezy badawcze

Sformułowano następujące hipotezy badawcze:

1. Przeprowadzona analiza rzetelności zastosowania metody UCM pozwoli na wyznaczenie ilości niezbędnych powtórzeń badanego zadania motorycznego, zapewniających zastosowanie analizy UCM na wymaganym poziomie rzetelności.
2. Wykonanie wysiłku fizycznego o różnym charakterze oraz w różnych warunkach w istotny sposób wpłynie na badane zadanie motoryczne. Bezpośrednio po wykonaniu wysiłków, generowane siły przez kończyny górne ulegną zmniejszeniu wraz ze zwiększeniem się popełnianego błędu. Nastąpi wzrost bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) dla analizowanych mięśni oraz spadek częstotliwości sygnału EMG.
3. Wykonanie wysiłku fizycznego o różnym charakterze (kończynę dominującą, niedominującą oraz obie kończyny) oraz w różnych warunkach (statyczne/dynamiczne) w istotny sposób wpłynie na zmienność wykonania badanego zadania motorycznego. Podjęty wysiłek spowoduje wzrost uzyskiwanej wariancji oraz wskaźnika synergii dla formowanych synergii motorycznych. Zmiana warunków i charakteru wykonywanych wysiłków istotnie różnicuje występującą w układzie zmienność pozytywną i negatywną (V_{UCM} , V_{ORT}) oraz wskaźnik synergii (ΔV_Z).

ROZDZIAŁ III

MATERIAŁ, METODY I NARZĘDZIA BADAWCZE

3.1 Materiał badań

Badaniami objętych zostało 38 studentów Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach. Doboru badanych dokonano w sposób celowy. Badania podzielono na trzy etapy. Pierwsze dwa etapy polegały na ocenie rzetelności wykorzystywanego narzędzia badawczego oraz rzetelności przewidzianej procedury badawczej dla ostatniego etapu badań-analizy zmienności badanego zadania motorycznego metodą UCM. Ustalono następujące kryteria włączenia do poszczególnych etapów badań:

- płeć męska,
- przedział wiekowy od 19 do 24 lat,
- brak przebytych urazów i schorzeń układu ruchu w obrębie kończyn górnych,
- brak przebytych lub zdiagnozowanych chorób układu nerwowego,
- brak uprawiania regularnego treningu sportowego (regularność rozumiana jako odbywanie co najmniej trzech sesji treningowych w okresie siedmiu dni),
- praworęczność.

Rekrutacja osób do poszczególnych etapów badań nastąpiła poprzez publiczne zaproszenia (zaproszenie do trzeciego etapu badań zamieszczono na Ryc. 79 w aneksie pracy-załącznik nr 1). U osób zakwalifikowanych do badań dokonano standardowych pomiarów antropometrycznych oraz zapytano o wiek. W poszczególnych etapach eksperymentu grupę badaną stanowiło (*średnia ±SD*):

I etap – 10 mężczyzn w wieku 21 ± 0.77 lat, wysokości ciała 183.9 ± 3.65 cm, oraz masie ciała 80.3 ± 5.12 kg,

II etap – 15 mężczyzn w wieku 21 ± 0.85 lat, wysokości ciała 181.7 ± 5.12 cm, oraz masie ciała 80.5 ± 7.31 kg,

III etap – 13 mężczyzn w wieku 19.7 ± 1.49 lat, wysokości ciała 180.5 ± 6.85 cm, oraz masie ciała 80.2 ± 10.75 kg,

Szczegółową charakterystykę badanych grup przedstawiono w aneksie w tabelach 16-18. (załącznik nr 2). Przed wykonaniem pomiarów określono ręczność badanych, używając dedykowanego 10 – elementowego arkusza (*ang. Edinburgh Handedness Inventory*) zgodnie z instrukcją Oldfielda (1971). Arkusz oceny ręczności również zaprezentowano w aneksie (Ryc. 80, załącznik nr 3). W kolejnym kroku wyniki kwestionariusza ręczności, opracowano

zgodnie z narzędziem matematycznym przygotowanym przez Profesora Yanga Zhanga z Uniwersytetu Minesota (Zhang 2014), umożliwiające jednoznaczną ocenę ręczności badanych osób.

Uczestnicy eksperymentu zostali poinformowani o celu i sposobie wykonania badania, jednak nie otrzymali informacji o szczegółach i przebiegu kolejnych sesji eksperymentu. Powyższy sposób przekazania informacji badanym miał na celu, uniemożliwienie jakiegokolwiek przygotowania się badanych do kolejnych pomiarów. Badani przed rozpoczęciem każdej sesji podpisywali pisemną zgodę na udział w eksperymencie (*Ryc. 81, załącznik nr 4 w aneksie*). W każdej chwili trwania eksperymentu, osoby badane miały możliwość rezygnacji z udziału w badaniach, bez podania konkretnej przyczyny. Całość eksperymentu została zrealizowana w certyfikowanej Pracowni Biomechaniki (PN-EN ISO 9001:2015), Katedry Motoryczności Człowieka Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach w 2018 roku (drugi i trzeci kwartał – pierwszy i drugi etap; czwarty kwartał – trzeci etap). Badania realizowano w ramach projektu: Charakterystyka zjawiska zmienności w procesie kontroli ruchów dowolnych, realizowanym w ramach badań statutowych. Na jego realizację uzyskano zgodę Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach (uchwała nr 7/2013 z dnia 26 czerwca 2013 roku).

3.2 Metody i narzędzia badawcze

W niniejszej dysertacji zastosowano metodę eksperymentalną. Podczas prowadzenia pomiarów wykorzystano następujące urządzenia pomiarowe: 10 – kanałowe powierzchniowe EMG (Noraxon, Inc. USA) oraz autorski, stworzony na potrzeby eksperymentu układ pomiarowy dedykowany dla pomiaru generowanych sił przez kończyny górne.

3.2.1 Bioelektryczna aktywność mięśniowa

Do analizy aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG) zostało wybranych pięć mięśni kończyny górnej (zarówno kończyny dominującej jak i niedominującej): łac. biceps brachii (*BB*), brachialis (*BR*), brachioradialis (*BRD*), flexor carpi radialis (*FCR*) i flexor carpi ulnaris (*FCU*). Elektrody zostały przyklejone zgodnie z europejskim standardem (instrukcją podaną przez SENIAM), bądź w przypadku jej braku, z wykorzystaniem instrukcji zawartej w anatomicznym przewodniku do przeprowadzania badań elektromiograficznych (Perotto 2005) (*Ryc. 14*). Przed przyklejeniem elektrod, przygotowano badanych, postępując zgodnie z instrukcją podaną przez Konrada (2007):

Krok 1. Na ciele badanego oznaczono miejsca przyklejenia elektrod zgodnie z powyższą instrukcją, niezmywalnym, wodoodpornym flamastrem,

Krok 2. Oczyszczono skórę w wyznaczonych miejscach z owłosienia (eksperymentator zapewniał potrzebne przybory do golenia),

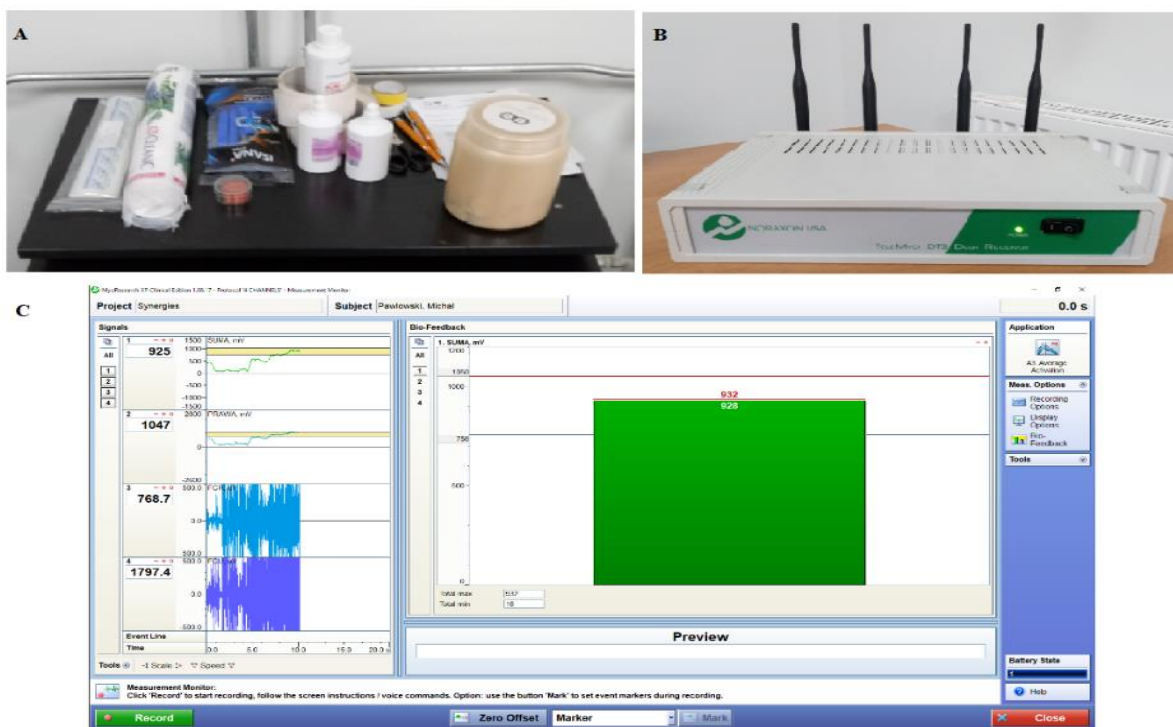
Krok 3. Przygotowaną wcześniej skórę oczyszczono spirytusem salicylowym w celu poprawy przewodzenia sygnału EMG,

Krok 4. Naklejono elektrody w wyznaczonych wcześniej miejscach,

Krok 5. Z wykorzystaniem dedykowanych plastrów marki Noraxon, założono osobom badanym bezprzewodowe przekaźniki sygnału, pozwalających na zastosowanie dodatkowego uziemienia sygnału EMG),

Krok 6. Sprawdzone jakość przesyłanego sygnału EMG.

Podczas pomiarów EMG wykorzystano samoprzylepne, hydrożelowe elektrody marki Kendall (o wymiarze 30 x 24 mm). Sygnał zbierany przez elektrody, poprzez przyklejone na skórę bezprzewodowe przekaźniki, przesyłany był do odbiornika DTS, Noraxon (Desk–Receiver–seria: 58611003), skąd trafiał do dedykowanego oprogramowania (Noraxon, MyoResearch, wer. 1.08.17) (Ryc. 13).



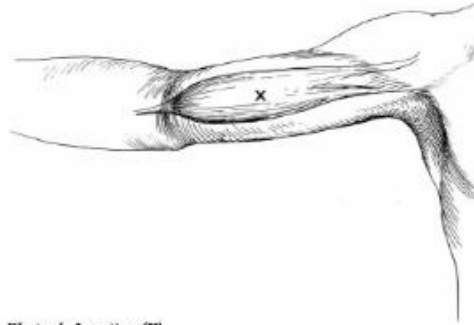
Ryc. 13 Komponenty wykorzystanego narzędzia do analizy EMG,

A - Przybory i materiały konieczne do przygotowania badanego do pomiaru EMG,

B - DTS Receiver–odbierający sygnał z bezprzewodowych przekaźników,

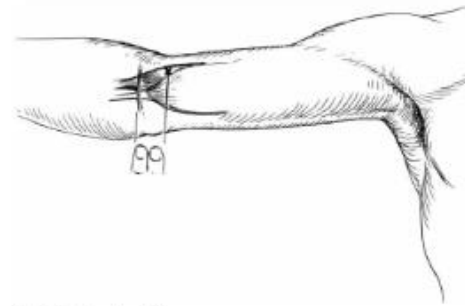
C - Zrzut ekranu, podczas pracy oprogramowania MyoResearch

BICEPS BRACHII



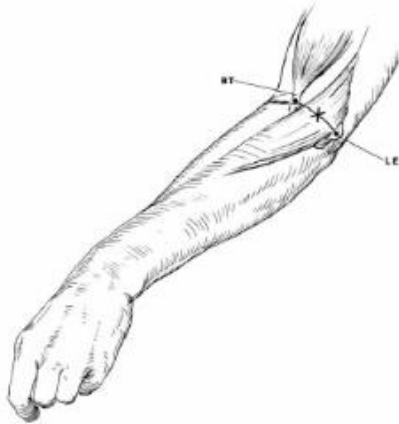
Electrode Insertion (X)
Into the bulk of the muscle in mid-arm.

BRACHIALIS



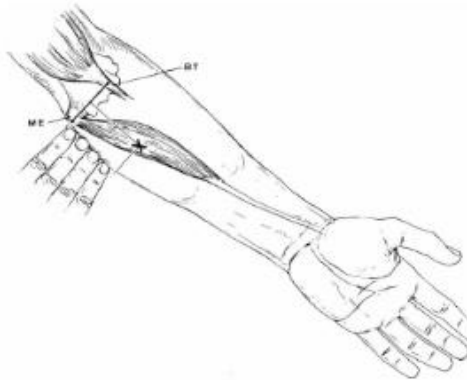
Electrode Insertion (X)
Two fingerbreadths proximal to elbow crease along and just lateral to the tendon and the bulk of the biceps.

BRACHIORADIALIS



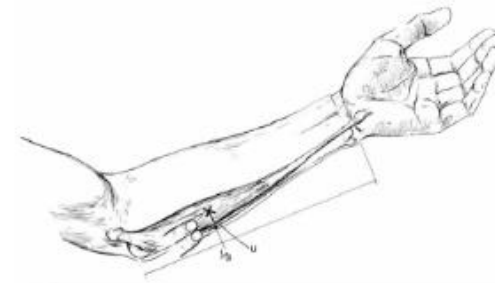
Electrode Insertion (X)
Midway between biceps tendon (BT) and lateral epicondyle (LE) along flexor crease; insert electrode to a depth of one-half inch.

FLEXOR CARPI RADIALIS



Electrode Insertion (X)
Three to four fingerbreadths distal to the midpoint of a line connecting the medial epicondyle (ME) and biceps tendon (BT).

FLEXOR CARPI ULNARIS



Electrode Insertion (X)
Two fingerbreadths volar to ulna (U) at the junction of the upper and middle thirds of the forearm.

Ryc. 14 Miejsca umiejscowienia elektrod na skórze badanego zgodnie z Perotto (2005)

3.2.2 Układ Pomiarowy „DIATOS”

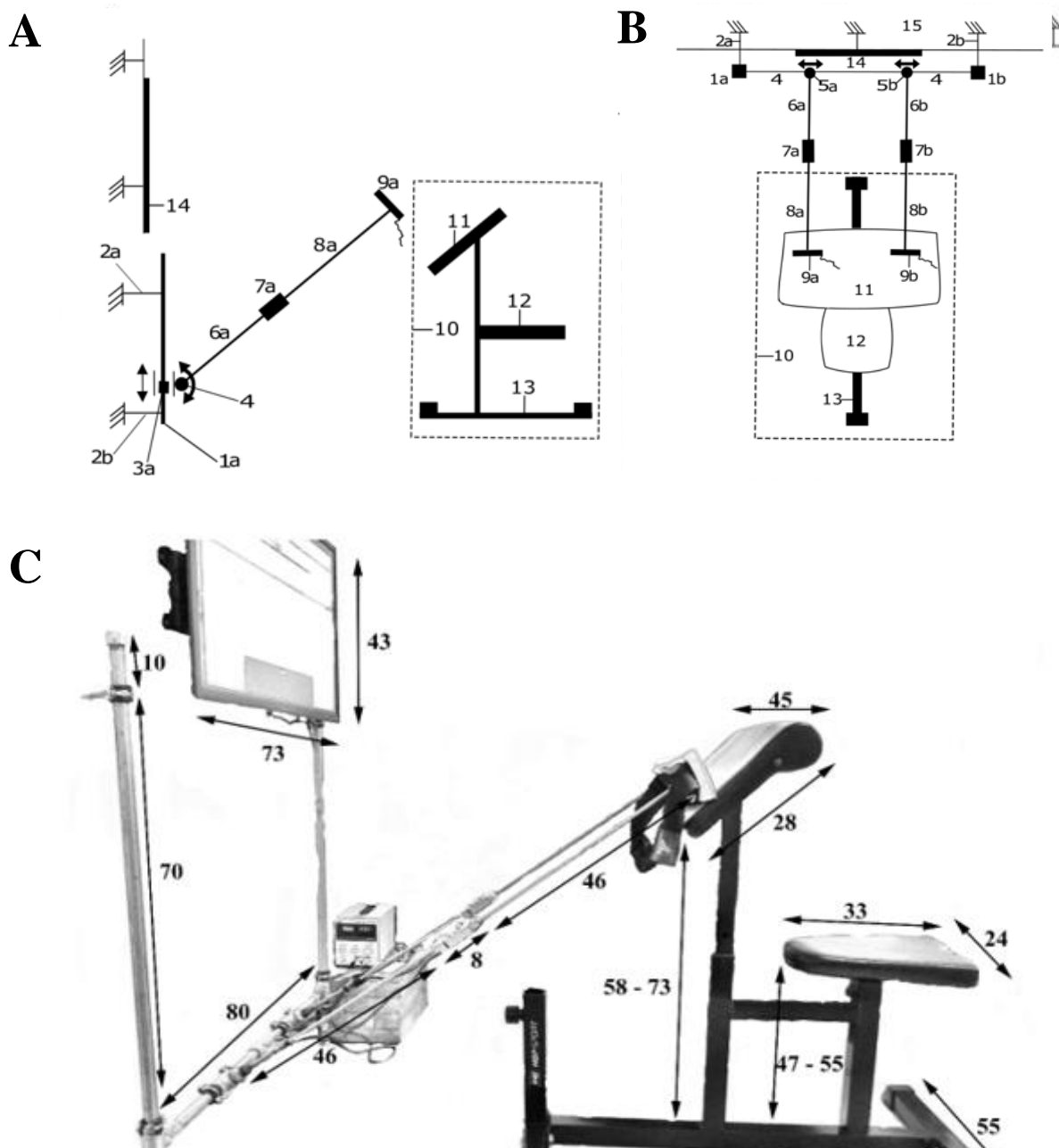
Z uwagi na definicję oraz specyfikę synergii motorycznych, obecnie na rynku nieznaną są rozwiązania techniczne umożliwiające obiektywną ocenę koordynacji ruchów człowieka w oparciu o koncepcję UCM (na podstawie pomiarów sił). W trakcie wykonywania przeglądu piśmiennictwa w aspekcie synergii motorycznych (przedstawionego w rozdziale I), dokonano również przeglądu stanu techniki w zakresie aparatury pomiarowej służącej do pomiaru synergii motorycznych z wykorzystaniem koncepcji UCM (wyniki przeglądu stosowanej aparatury pomiarowej zaprezentowano w tabelach 19 oraz 20 (załącznik nr 5 w sekcji aneksu)). W piśmiennictwie najczęściej stosowanymi urządzeniami pomiarowymi dla synergii analizowanych w oparciu o generowane siły są różnego typu układy badające ruchy palców u dłoni, nadgarstków oraz stóp (Tab. 19). Natomiast w kontekście zgłoszonych opisów patentowych, najczęściej wykorzystuje się różnego typu aparaturę służącą do rehabilitacji i treningu siły kończyn górnych (Tab. 20).

Rozwiązania znane ze stanu techniki, umożliwiają pomiar generowanych sił dla różnych segmentów ciała. Nie pozwalają jednak na jednoczesny pomiar sił wywieranych przez kończyny górne w wyniku aktywności mięśni zginaczy stawów łokciowych. Ponadto, znane rozwiązania sprowadzają się jedynie do pomiarów sił wywieranych przez jedną z kończyn lub wykonywania treningu lub ćwiczeń rehabilitacyjnych. Duża złożoność obliczeniowa metody UCM oraz stosowanie różnych procedur i urządzeń badawczych przyczyniają się do oceny synergii motorycznych dokonywanej najczęściej w warunkach statycznych oraz do poszukiwania nowych rozwiązań technicznych, pozwalających na rejestrację zmiennych kinetycznych (sił i momentów sił) generowanych przez inne grupy mięśniowe niż podczas wykonywania ruchów palców u dłoni czy stóp.

W związku z powyższym dla potrzeb niniejszej pracy zdecydowano się stworzyć własne rozwiązanie techniczne, umożliwiające pomiar oraz ilościową ocenę synergii motorycznych. Istotą stworzonego układu pomiarowego jest pomiar synergii motorycznych kończyn górnych, podczas aktywności mięśni zginaczy stawów łokciowych (innych par kinematycznych kończyn górnych niż obecnie istniejące rozwiązania) w warunkach statycznych (tj. osoba badana próbuje wykonać ruch zginania, ale poprzez rozwiązania konstrukcyjne układu pomiarowego nie ma możliwości jego wykonania). Ponadto wykorzystany układ pomiarowy charakteryzuje się jednocześnie realizowanym pomiarem siły w dwóch osobnych torach pomiarowych dla każdej z kończyn górnych oraz wyświetlaniem osobom badanym informacji zwrotnej w postaci wizualnej, w czasie rzeczywistym o sumarycznej wartości wywieranych sił. Zbudowanemu układowi pomiarowemu nadano nazwę „DIATOS” (ang. *Diagnostic and Training of Synergy*).

Schemat fizyczny układu pomiarowego „DIATOS”¹

Skonstruowany układ pomiarowy składa się z urządzenia pomiarowego, modułu wykorzystywanego do wyświetlania informacji zwrotnej oraz przyrządu, na którym badany będzie wykonywał zadanie motoryczne. Schemat konstrukcji układu pomiarowego przedstawiono na rycinie 15.



Ryc. 15 Konstrukcja układu pomiarowego „DIATOS”.

A - Widok z boku, B - Widok z góry,

C - Szczegółowa charakterystyka układu (wartości podane w cm)

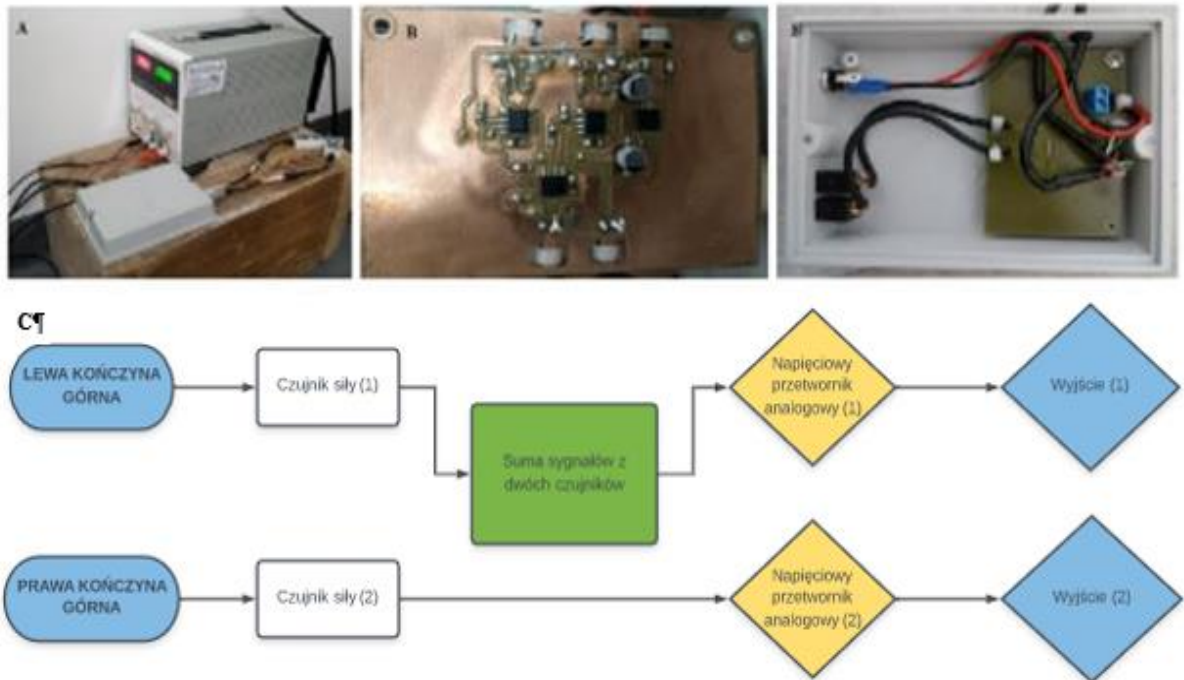
¹ Na dzień dzisiejszy przygotowano dwa wnioski skierowane do Urzędu Patentowego RP o udzielenie ochrony na skonstruowane na potrzeby eksperymentu urządzenie pomiarowe dla pomiarów synergii motorycznych kończyn górnych

Urządzenie pomiarowe zbudowano z wykorzystaniem belek 1a oraz 1b w postaci stalowych rur, z punktem mocowania 2a oraz 2b (do ściany) w postaci dokręcanej obejmą z trzpieniem gwintowanym. Pionowe belki 1a oraz 1b zostały zintegrowane ze skręcanymi obejmami z trzpieniem metalowym, które pełnią rolę łożyska liniowego 3a oraz 3b z blokadą. Obejmy zostały połączone z belką poziomą 4 za pomocą trzpienia gwintowanego. Obejmy umożliwiają przesuwanie belki 4 wzdłuż osi długich belek 1a i 1b i jednocześnie pozwalają po dokręceniu na zablokowanie położenia belki 4 na wybranej wysokości. Z kolei na belce 4 umieszczone są dwa łożyska liniowe 5a i 5b w postaci łożyska ślizgowego z trzpieniem gwintowanym. Łożyska te pozwalają na zmianę ich położenia wzdłuż osi długiej belki 4 oraz rotację wokół osi belki 4. Z gwintowanym trzpieniem łożysk 5a i 5b połączono pręty 6a oraz 6b, natomiast drugi koniec prętów wkręcane są w otwory gwintowane czujnika siły odpowiednio 7a i 7b (typ jednoosiowy, model 060-P665-01, Honeywell, USA). Czujniki 7a i 7b są zintegrowane również odpowiednio z prętami 8a i 8b za pomocą połączenia śrubowego, zaś na przeciwnym końcu prętów 8a i 8b umieszczono uchwyty 9a i 9b pokryte pianką tapicerską z tekstylnymi pasami umożliwiającymi zamknięcie uchwytu wokół przedramion osób badanych. Ławka Scotta (model HS-1005, Hop-Sport, Polska) 10 wykorzystana podczas realizacji ćwiczeń umożliwia ułożenie ciała i kończyn górnych osób badanych w sposób zapewniający pozostawienie tylko jednego stopnia swobody ruchu w stawie łokciowym (obu kończyn), oraz umożliwia komfortowe ułożenie ciała, dopasowane do warunków somatycznych osób badanych w zakresie oparcia ramion 11 oraz siedziska 12, tak aby między przedramionami osoby badanej a prętami 6a i 6b był kąt prosty, kąt w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej też był kątem prostym oraz stopy dotykały podłoża płasko po obu stronach podstawy 13 przyrządu 10. Wymiary układu wynoszą odpowiednio 120 cm szerokości, na 90 cm wysokości. Jako moduł wyświetlający informacje zwrotne 14 wykorzystano 32-calowy monitor (model UE32M5622, Samsung, Polska) o rozdzielczości ekranu 1920 na 1080 pikseli umieszczony na wysokości oczu osoby badanej. Dane uzyskane z EMG oraz układu DIATOS zostały zarejestrowane oraz zsynchronizowane poprzez oprogramowanie MyoResearch z częstotliwością próbkowania 1500 Hz.

Schemat logiczny układu pomiarowego „DIATOS”

Zasilanie elektryczne dla zastosowanego układu pomiarowego zapewnia zasilacz laboratoryjny o możliwościach generowania napięcia w zakresie trzydziestu woltów oraz natężenia prądu w zakresie pięciu amperów (model DF173005C, marki NDN, Polska). Zasilanie dostarczane jest na wejście dedykowanego układu elektronicznego (płytki PCB

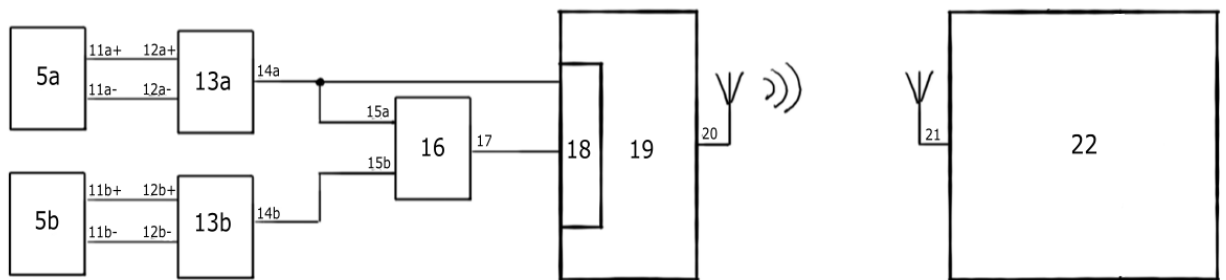
(ang. *Printed Circuit Board*)) (Ryc. 16, panel B), które przekazywane jest do zaimplementowanych w układzie czujników siły 7a i 7b (Ryc. 16, panel A). Ogólny schemat dystrybucji sygnałów zaprezentowano na rycinie 16, panel C. Dwa niezależne czujniki umożliwiły przetworzenie wytworzonej siły/naprężenia na napięcie. Wykorzystano czujniki sił rozciągających/ściskających z układem mostkowym, w którym sygnał propagowany jest w dwóch przewodach (wyjście typu symetrycznego). Sygnał z wyjść 11a+ i 11a- oraz 11b+ i 11b- czujników 7a i 7b dołączono odpowiednio do wejść różnicowych 12a+ i 12a- oraz 12b+



Ryc. 16 Ogólny schemat przesyłania sygnału w układzie pomiarowym DIATOS
A - Podłączenie zasilania układu; B - Schemat działania układu elektronicznego przesyłającego sygnały z czujników; C - Algorytm działania zastosowanego układu elektronicznego

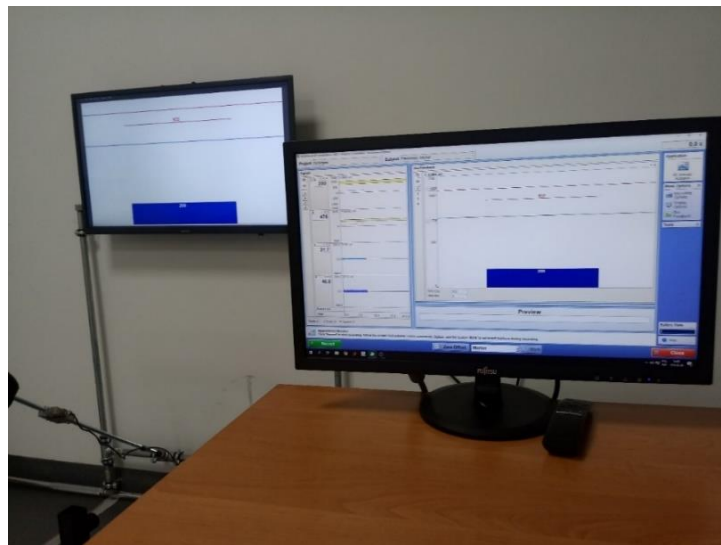
i 12b- wzmacniaczy 13a i 13b (bufor impedancji dla czujników). Wyjścia niesymetryczne 14a i 14 b wzmacniaczy 13a i 13b dołączono do dwóch wejść 15a i 15b sumatora 16. Sumator zrealizowano w postaci wzmacniacza sumacyjnego na bazie wzmacniacza operacyjnego, z wyjściem 17 niesymetrycznym. Wyjścia wzmacniacza 13a oraz sumatora 17 dołączono do bloku wejść modułu przetwornika analogowo-cyfrowego 18. Jako moduł przetwornika analogowo-cyfrowego 19 wykorzystano dwa przetworniki napięciowe z transmisją radiową z wejściem analogowym (pracujące w zakresie do 10V-model 9113A, DTS Noraxon, USA) oraz stację odbiorczą (opisanego wcześniej Desk-Receiver) z wyjściem w postaci interfejsu komunikacyjnego USB. Wyjście 20 modułu przetwornika analogowo-cyfrowego 19 dołączono

do wejścia 21 modułu wizualizacyjnego 22. Moduł wizualizacyjny stanowił komputer PC połączony z ekranem z 32-calowym ekranem 14. Całość schematu przedstawia rycina 18. Oprogramowanie MyoResearch, wer. 1.08.17 pozwoliło na podgląd sygnału w czasie rzeczywistym, co z kolei umożliwiło wyświetlanie informacji zwrotnej dla osób badanych z wartością aktualnie generowanej siły w czasie rzeczywistym.



Ryc. 17 Szczegółowy schemat przesyłania sygnału w układzie pomiarowym „DIATOS”

Aby dostosować obraz, który miał być przechwytywany i wyświetlany dla osób badanych jako feedback wykorzystano oprogramowanie OBS Studio (wer. 23.0.1).



Ryc. 18 Podgląd uzyskiwanych sygnałów w czasie rzeczywistym w dedykowanym oprogramowaniu MyoResearch wraz z wyświetlaniem feedbacku dla osoby badanej

Powtarzalność pomiaru czujników siły układu pomiarowego DIATOS

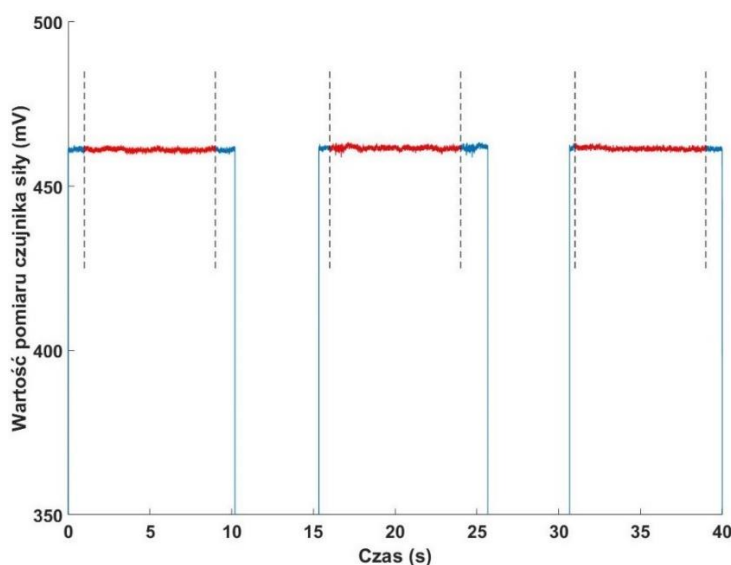
Jednym z podstawowych wymogów stawianych przed pomiarem jest jego rzetelność, informująca o wielkości błędu powstałego podczas jego przeprowadzenia (Osiński 2003). W piśmiennictwie termin rzetelność używany jest w różnych aspektach oraz znaczeniach (Atkinson i Nevill 1998; Downing 2004; Koo i Li 2016). W niniejszej pracy rzetelność definiuje się jako ilość występującej całościowej wariancji w stosunku do powstałego błędu



Ryc. 19 Sprawdzenie powtarzalności pomiarów obu czujników siły zaimplementowanych w układzie „DIATOS”

pomiarowego (*ang. signal to noise ratio*). Innymi słowy, rzetelność charakteryzuje stopień powtarzalności pomiaru, nie tylko jako siłę korelacji uzyskanych wyników, ale także zgodności między nimi (Bruton i wsp. 2000; Portney i Watkins, 2015). Przed instalacją układu pomiarowego „DIATOS” w certyfikowanej Pracowni Biomechaniki, sprawdzono powtarzalność pomiarów obu czujników siły zaimplementowanych w układzie. Podczas analizy powtarzalności pomiarów posłużono się czterema odważnikami (obciążeniami) wykorzystywanymi w treningu siły mięśniowej o masie odpowiednio: 5, 10, 15 i 20 kilogramów (Ryc. 19). Zanim jednak dokonano pomiarów na czujnikach, masa odważników została zmierzona, przy pomocy platformy stabilograficznej AMTI BP-600900. Dokonano 3-krotnego pomiaru masy każdego z czterech odważników na każdym z wykorzystywanych czujników. Pojedynczy pomiar masy obciążenia polegał na trzykrotnym, 10-sekundowym pomiarze masy odważnika, oddzielonym od siebie dwukrotną 5-sekundową przerwą czasową, gdzie do analizy wykorzystano środkowe 8 sekund odcinka pomiaru masy obciążenia. Łączny czas pomiaru masy dla jednego obciążenia wynosił 40 sekund (Ryc. 20). Dla każdego z wybranych do analizy 8-sekundowych odcinków czasu obliczono wartość średnią (lokalną), odchylenie standardowe oraz wariancję. Następnie dla każdego zastosowanego obciążenia obliczono średnią (globalną) z trzech wykonanych pomiarów masy. Obliczono również różnicę procentową dla pomiarów obu czujników. Na podstawie zebranych danych dla czterech różnych obciążeń oraz wykorzystując równanie regresji liniowej wyznaczono wartość jednego

niutona odpowiadającej 4,647 miliwolta. Wszystkie uzyskane dane pomiarowe do dalszych analiz zostały przekonwertowane z jednostek miliwoltów do niutonów. Analizę powtarzalności pomiarów wykonano w oparciu o bezwzględny błąd pomiaru czujników, wariancję oraz różnicę procentową (względną) pomiędzy wykorzystanymi czujnikami. Bezwzględny średni błąd pomiaru czujników w badanych warunkach obciążenia zewnętrznego wynosi odpowiednio ($\bar{x} \pm SD$) 0.586 ± 0.648 oraz 1.047 ± 0.43 niutona. Średnia wartość wariancji obu czujników dla wszystkich warunków pomiarowych wynosi odpowiednio 0.053 ± 0.027 oraz 0.059 ± 0.004 niutona. Zaobserwowana średnia różnica procentowa pomiaru dla czujników wyniosła $0.423 \pm 0.229\%$.



Ryc. 20 *Pojedynczy pomiar masy obciążenia. Kolorem czerwonym zaznaczono okres czasu (8 sekund) wykorzystany w dalszej analizie powtarzalności pomiarów czujników*

Rzetelność układu pomiarowego „DIATOS” - pierwszy i drugi etap badań

Celem pierwszego etapu badań było wyznaczenie poziomu rzetelności pomiaru dla stworzonego układu pomiarowego DIATOS. Wyznaczono zarówno rzetelność pojedynczego pomiaru jak i rzetelność pomiaru w formule test-retest. Procedura badawcza badania obejmowała wykonanie 3-minutowej rozgrzewki polegającej na wykonaniu dwóch serii po 12 powtórzeń zgięcia ramion w stawach łokciowych z obciążeniem zewnętrznym 2 i 5 kilogramów. Następnie osoba badana wykonała 10 powtórzeń ruchu zginania w stawach łokciowych w warunkach statycznych (poprzez przyłożone siły oporu nie ma możliwości wykonania ruchu) z zadaniem uzyskania maksymalnej siły. Pomiar przeprowadzono w pozycji siedzącej osoby badanej z wykorzystaniem ławki Scotta. Jedno powtórzenie pomiarowe składało się z dwóch faz: 5 - sekundowego odcinka czasu, gdzie wartość generowanej siły przez badanego wynosi „0”, oraz 5-sekundowego odcinka czasu, gdzie

badany generował siły. Obie fazy zostały wyszczególnione poprzez emitowanie przez oprogramowanie charakterystycznego sygnału dźwiękowego (*BEEP*).

W celu oceny rzetelności pomiaru układu pomiarowego „DIATOS”, wyznaczono współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (*ang. ICC - Intraclass Correlation Coefficient*) opisany przez Shrouta i Fleissa (1979). Współczynnik ICC obliczono na podstawie wyników analizy wariancji z powtarzanimi pomiarami, na podstawie przewodników wyboru oraz raportowania ICC opracowanych przez McGraw i Wong (1996), Koo i Li (2016) oraz Liljequist i wsp. (2019). Zgodnie z powyższym, dla oceny rzetelności zastosowano ICC jako 2-kierunkowy model absolutnej zgodności w przedziale ufności wynoszącym 95% (*Równanie 1*):

$$ICC(2,1) = \frac{MS_B - MS_E}{MS_B + (n - 1)MS_E + n(MS_R - MS_E)/k} \quad (1)$$

gdzie:

$ICC_{2,1}$ - współczynnik korelacji wewnątrzklasowej dla pojedynczego pomiaru,

MS_B - średnia suma kwadratów między obiektami,

MS_E - średnia suma kwadratów błędów,

MS_R - średnia suma kwadratów między pomiarami,

k - liczba obiektów,

n - liczba powtarzanych pomiarów każdego obiektu.

MS_B , MS_R i MS_E oznaczają średnią kwadratową 2-kierunkowej analizy wariancji z powtarzanimi pomiarami, n jest ilością osób badanych, a k jest ilością przeprowadzonych pomiarów. Według rekomendacji Koo and Li (2016) ocena rzetelności pojedynczego pomiaru lub liczby niezbędnej ilości pomiarów dla danego poziomu rzetelności na podstawie obliczonej wartości ICC jest niewystarczająca. W związku z tym wykorzystano oprogramowanie Microsoft Excel 2019 (Microsoft Inc., USA) do wyznaczenia błędu standardowego pomiaru (*ang. SEM – Standard Error Measurement*), górnej i dolnej granicy przedziału ufności (*ang. CI – Confidence Interval*) oraz minimalnej wykrywalnej różnicy pomiarowej (*ang. MDD – Minimum Detectable Difference*). Ponadto zastosowano test F (jako iloraz średniej sumy kwadratów między obiektami i średniej sumy kwadratów błędów) (*Tab. 21, załącznik 6 w aneksie*), w celu weryfikacji hipotezy: czy wartość $ICC=0$. Po obliczeniu ICC dla pojedynczego pomiaru wyznaczono odpowiednio wartość SEM (*Równanie 2*) oraz CI (*Równanie 3*):

$$SEM = SD\sqrt{1 - ICC} \quad (2)$$

$$CI = (ICC \pm U\alpha * (1 - ICC^2) / \sqrt{k}) \quad (3)$$

Ostatnią wyznaczoną zmienną dla potrzeb analizy rzetelności jest MDD (Równanie 4):

$$MDD_{\%CI} = U\alpha * SEM * \sqrt{2} \quad (4)$$

Minimalną wykrywalną różnicę pomiarową określa się jako najmniejszą zmianę wartości badanej zmiennej będącą wynikiem zmienności pomiaru, a nie popełnionego błędu pomiarowego - niezależnie od jego rodzaju (Portney i Watkins 2015; Matheson 2019). Wyznaczona wartość MDD odnosi się do przyjętego CI. Poziom ufności ($U\alpha$) przyjęto na poziomie 0.95. Z uwagi na wiele różnych występujących w piśmiennictwie klasyfikacji interpretujących poziom rzetelności pomiarowej, w niniejszej pracy przyjęto rekomendacje Portneya i Watkinsa (2015): wartości współczynnika ICC poniżej 0.5 wskazują słabą rzetelność, wartości pomiędzy 0.5 i 0.75 wskazują rzetelność dopuszczalną, wartości pomiędzy 0.75 i 0.9 wskazują rzetelność dobrą i wartości powyżej 0.9 wskazują na rzetelność doskonałą. Za rzetelny pomiar w niniejszej pracy uznano pomiar na co najmniej dobrym poziomie rzetelności w oparciu o wartość współczynnika ICC górną i dolną granicę CI, SEM oraz MDD.

Wyniki przeprowadzonych analiz rzetelności dla pierwszego etapu badań przedstawiono w tabeli 4. Przeprowadzona analiza wykazała rzetelność pojedynczego pomiaru układu na poziomie dobrym/doskonałym (95% CI: 0.798-1.000) z wartością SEM 8.857 N i MDD 24.55 N. Analiza rzetelności w formule test-retest wykazała doskonałą rzetelność pomiarową układu DIATOS zarówno w pierwszym (95% CI: 0.937-1.000) jak i drugim pomiarze (95% CI: 0.901-1.000). Zwiększenie wartości SEM oraz MDD w drugim pomiarze nie wpłynęło na poziom rzetelności układu „DIATOS”.

Tabela 4. Wyniki analizy rzetelności pomiaru wykorzystanego układu pomiarowego „DIATOS”

	Współczynnik korelacji ICC	95% CI		Test F			SEM	MDD	
		Dolna Granica	Górna Granica	F	df1	df2			Poziom istotności
Pojedynczy pomiar									
Pomiar	.910	.798	1.000	4.590	9	63	.000	8.857	24.550
Formuła test-retest									
Pomiar 1	.973	.937	1.000	6.635	9	63	.000	8.857	24.550
Pomiar 2	.958	.901	1.000	9.450	9	63	.000	10.578	29.322

ICC=Współczynnik Korelacji Wewnętrzklasowej ICC; df=stopnie swobody; CI=Przedział Ufności; SEM=Standardowy Błąd Pomiarowy; MDD=Minimalna Wykrywalna Różnica Pomiarowa;

Najliczniej wykorzystywanym w literaturze sposobem wykorzystania metody UCM jest analiza zmienności pomiędzy wykonanymi powtórzeniami tej samej czynności ruchowej (Latash i Zatsiorsky 2016). Powyższa metoda wymaga wykonania wielu powtórzeń tego samego ruchu, co może stanowić barierę metodologiczną (przykładowo zbyt długi czas pomiaru lub brak odpowiednich umiejętności u osób badanych) dla stosowania metody UCM. Zmęczenie (Enoka i Stuart 1992; Reisman i Scholz 2006; Singh i wsp. 2014) obok procesów starzenia (Olafsdottir i wsp. 2007; Christou i Enoka 2011; SKM i wsp. 2012), a także chorób neurodegeneracyjnych (m.in. choroby Parkinsona i udaru) jest jednym z głównych powodów pojawiających się trudności z utrzymaniem stabilności wykonania kolejnych powtórzeń ruchu (Latash i Huang 2015; Vaz i wsp. 2019). Ponadto każda z powyższych trudności powoduje brak możliwości wykonania kolejnych powtórzeń bez utraty koncentracji (Green i wsp. 1989; Mirsky 1995). Każde powtórzenie wiąże się z wystąpieniem kolejnych błędów pomiarowych (Shrout i Fleiss 1979; Hopkins 2000), co klasyfikuje wewnętrzną zgodność pomiędzy powtarzaniem ruchami (pomiarami) jako jedną z głównych przeszkód w badaniach nad kontrolą motoryczną (Bruton i wsp. 2000; Lachin 2004; Matheson 2019).

Przegląd piśmiennictwa wykazał duże rozbieżności oraz brak spójności wśród autorów wykorzystujących analizę UCM w zakresie stosowanej liczby powtórzeń oraz intensywności wykonywanego ruchu (zadania motorycznego). Najczęściej badanymi czynnościami metodą UCM w aspekcie generowania sił są ruchy zginania palców u dłoni oraz stóp (przegląd prac empirycznych w omawianym zakresie przedstawia tabela 22-załącznik 7 w aneksie). Pomimo dużej liczby prac wykorzystujących metodę UCM, w dalszym ciągu nie ustalono rzetelnej, minimalnej ilości powtórzeń pomiaru, niezbędnej do stosowania analizy UCM w aspekcie generowania sił. Co więcej, zbyt mała liczba powtórzeń może wpływać w istotny sposób na wartości uzyskiwanego wskaźnika synergii (ΔV), co prowadzi do nieprawidłowej interpretacji uzyskanych wyników (Solnik i wsp. 2020). W związku z powyższym, celem drugiego etapu badań było wyznaczenie niezbędnej liczby powtórzeń pomiarowych dla stosowania analizy UCM w aspekcie generowania sił o różnym poziomie intensywności (uzyskane w ten sposób wyniki pozwoliły ustalić długość zastosowanej procedury badawczej w III etapie badań (badania właściwe)). Procedura badawcza drugiego etapu badań składała się z trzech części. W pierwszej kolejności osoby badane wykonały rozgrzewkę w identycznym schemacie jak podczas pierwszego etapu badań. Następnie zadaniem badanych było wykonanie testu siły maksymalnej statycznych momentów sił MVF dla zginaczy stawów łokciowych. W trzeciej kolejności osoby badane wykonywały 30 powtórzeń ruchu zginania ramion w stawach łokciowych (warunki statyczne) w trzech różnych warunkach o intensywności 15%,

30% i 50% wartości uzyskanej we wcześniejszym teście MVF. Wszystkie pomiary odbyły się w pozycji siedzącej z wykorzystaniem ławki Scotta. W przeciwieństwie do pierwszego etapu badań, jedno powtórzenie pomiarowe trwało łącznie 8 sekund, gdzie przez pierwsze 5 sekund, wartość generowanej siły przez badanego wynosiła „0”, natomiast przez ostatnie 3 sekundy badany generował zadaną wartość siły. Fazy każdego powtórzenia były wyszczególnione poprzez specyficzny sygnał dźwiękowy. Przerwy wypoczynkowe pomiędzy kolejnymi warunkami trwały 3 minuty. Kolejność zastosowanych warunków pomiarowych była randomizowana. Osoby badane nie znały celu badania przed wykonaniem pomiarów. W celu wyznaczenia niezbędnej ilości powtórzeń pomiarowych poprzez analizę rzetelności wykonanych pomiarów wykorzystano ponownie współczynnik ICC oraz zachowano przyjętą metodologię badań opisaną dla pierwszego etapu badań. Wyniki przeprowadzonej analizy przedstawiono w rozdziale czwartym.

3.3 Procedura badawcza trzeciego etapu badań (badania właściwe)

Badania składały się z ośmiu kolejnych sesji w laboratorium, z zastosowaną przerwą między kolejnymi sesjami wynoszącą co najmniej 48 godzin (powyższy okres czasu jest wystarczający do pełnej restytucji u osób badanych, po wykonaniu wysiłku siłowego). Każda z sesji trwała około 60 minut i przebiegała według następującego protokołu badawczego:

1. podpisanie zgody na udział w eksperymencie przez uczestnika badań,
2. przygotowanie uczestnika do badania EMG oraz dostosowanie stanowiska badawczego w stosunku do warunków somatycznych osoby badanej (opisane we wcześniejszej części rozdziału),
3. wykonanie przez badanego testu siły maksymalnej statycznych momentów sił (MVC) dla zginaczy stawów łokciowych oraz zginaczy stawów promieniowo-nadgarstkowych,
4. wykonanie standardowej rozgrzewki przez osobę badaną,
5. wykonanie wysiłku o różnym charakterze w specyficzny sposób (podobnie jak rozgrzewka, rodzaj wysiłku został uzależniony od charakteru poszczególnej sesji),
6. wykonanie pomiaru głównego - natychmiast po zakończeniu wysiłku,
7. dokonanie subiektywnej oceny wykonanego wysiłku w skali od 1 do 10 przez osobę badaną,
8. wykonanie testu jednego powtórzenia maksymalnego dla zginaczy stawów łokciowych (w wybranych trzech sesjach).

Harmonogram oraz szczegółową charakterystykę poszczególnych sesji eksperymentu przedstawiono poniżej na rycinie 21:

Sesja 1 (BW1 - bez wysiłku)

Sprawdzono kryteria włączenia uczestnika do badań. Uczestnik badania, przed przygotowaniem do pomiaru EMG wypełnił kwestionariusz, mający na celu określenie dominującej górnej kończyny. Następnie zapoznano uczestników z planowaną formą przeprowadzenia badań. W kolejnym kroku dostosowano parametry trenażera oraz układu pomiarowego „DIATOS” do warunków somatycznych osoby badanej. Głównym zadaniem było wykonanie pomiaru właściwego niepoprzedzonego wysiłkiem fizycznym.

Sesja 2 (SND2 - warunki statyczne, kończyna niedominująca)

Wykonanie wysiłku w warunkach statycznych, dedykowanego dla kończyny niedominującej.

Sesja 3 (DD3 - warunki dynamiczne, kończyna dominująca)

Wykonanie wysiłku w warunkach dynamicznych, dedykowanego dla kończyny dominującej.

Sesja 4 (SDND4 - warunki statyczne, obie kończyny)

Wykonanie wysiłku w warunkach statycznych, dedykowanego dla obu kończyn.

Sesja 5 (DDND5 - warunki dynamiczne, obie kończyny)

Wykonanie wysiłku w warunkach dynamicznych, dedykowanego dla obu kończyn.

Sesja 6 (SD6 - warunki statyczne, kończyna dominująca)

Wykonanie wysiłku w warunkach statycznych, dedykowanego dla kończyny dominującej.

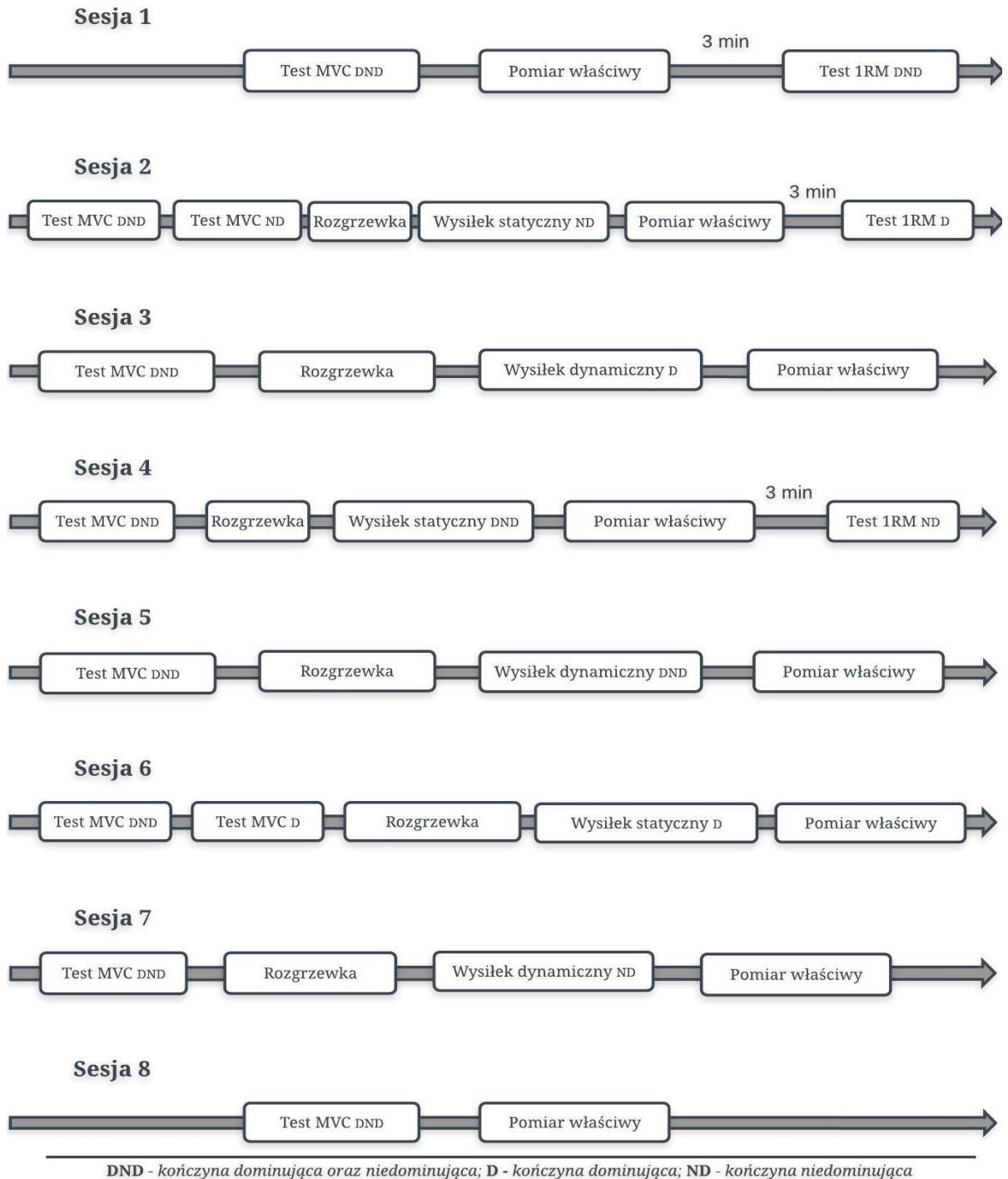
Sesja 7 (DND7 - warunki dynamiczne, kończyna niedominująca)

Wykonanie wysiłku w warunkach dynamicznych, dedykowanego dla kończyny niedominującej.

Sesja 8 (BW8 - bez wysiłku)

Wykonanie pomiaru właściwego (kontrolnego), niepoprzedzonego wysiłkiem fizycznym.

W sesjach 2 i 6 związanych z wykonywaniem wysiłku w warunkach statycznych przez jedną z kończyn, wykonano dodatkowy test MVC dla kończyny wykonującej wysiłek, w stosunku do wszystkich pozostałych warunków, gdzie test MVC wykonano jednokrotnie dla obu kończyn górnych. W sesjach 1, 2 i 4 po upływie trzech minut od wykonania pomiaru właściwego przeprowadzono test jednego powtórzenia maksymalnego dla zginaczy stawów łokciowych odpowiednio kończyny dominującej, niedominującej oraz obu kończyn.

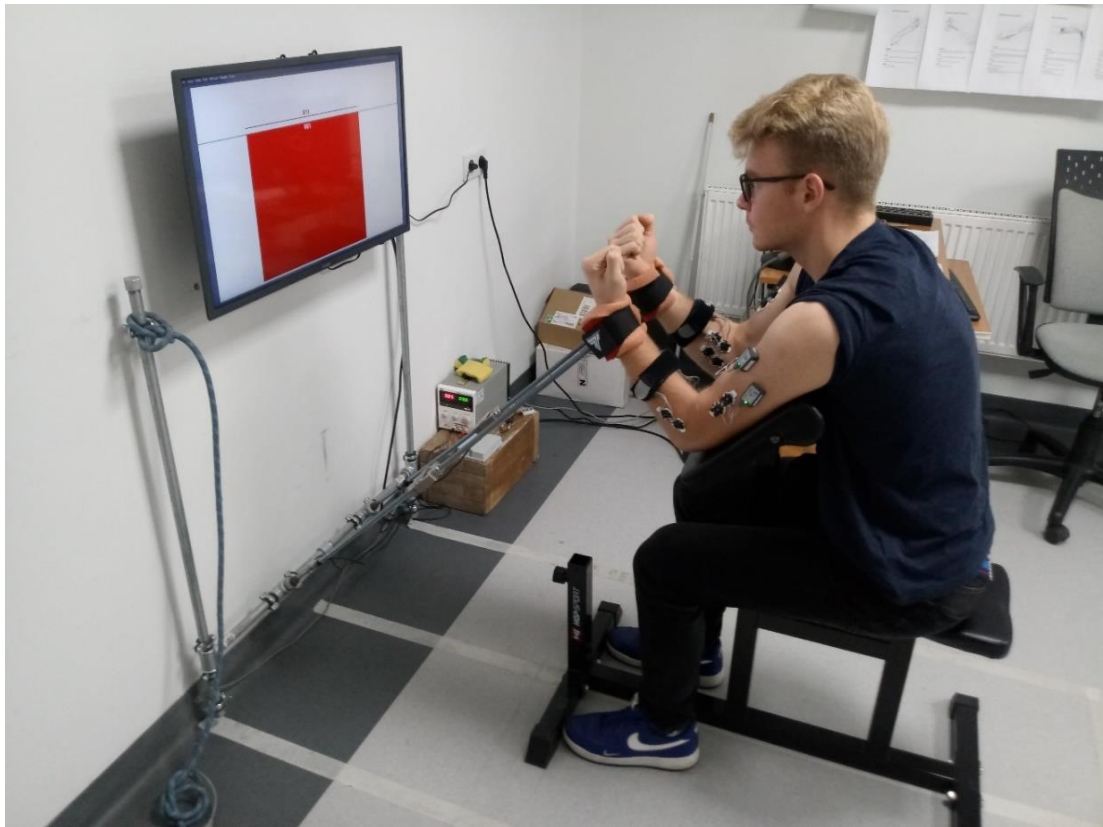


Ryc. 21 Szczegółowa charakterystyka poszczególnych sesji trzeciego etapu badań

Pozycja wyjściowa osoby badanej

Wszystkie zadania motoryczne zaplanowane w trzech etapach eksperymentu, były wykonywane przez badanych w pozycji siedzącej z wykorzystaniem trenera (ławki Scotta). Osoba badana przyjmuje pozycję, w której ramiona na całej długości przylegają do jego oparcia, a klatka piersiowa oparta jest na jego podporze (jak wspomniano wyżej, podczas pierwszej sesji badań dostosowywano wysokość siedziska i oparcia do warunków

somatycznych osoby badanej). Następnie uchwyty układu pomiarowego zostają zamknięte na przedramionach osoby badanej (w jak najbliższej odległości od stawów nadgarstkowych). Dla tak przyjętej pozycji (Ryc. 22) dostosowano odległość pomiędzy trenerem, a ekranem zewnętrznym układu pomiarowego, tak aby kąt w stawach łokciowych oraz kąt pomiędzy ramionami układu, a przedramionami osoby badanej wynosił 90° (Bober i Zawadzki, 2001; Fidelus, 1963).



Ryc. 22 *Pozycja wyjściowa osoby badanej podczas trwania pomiaru*

W czasie wykonywania pomiarów klatka piersiowa była oparta na podporze, natomiast ramiona przylegały do oparcia na całej długości, zgodnie z prawidłową techniką wykonywania ćwiczeń fizycznych- zginania kończyn górnych z wykorzystaniem ławki Scotta, w oparciu o instrukcje wykonania zaproponowaną przez Evansa (2007). Ustalone parametry stanowiska badawczego zostały zapisane i pozostały niezmiennie w każdej kolejnej sesji pomiarowej aż do końca eksperymentu. Jak wspomniano wcześniej, wszystkie pomiary w opisanej wyżej pozycji wyjściowej były wykonywane w warunkach statycznych tzn. osoba badana próbowała wykonać ruch zginania w stawach łokciowych, ale poprzez przyłożone siły oporu (konstrukcję układu pomiarowego) nie miała możliwości jego wykonania.

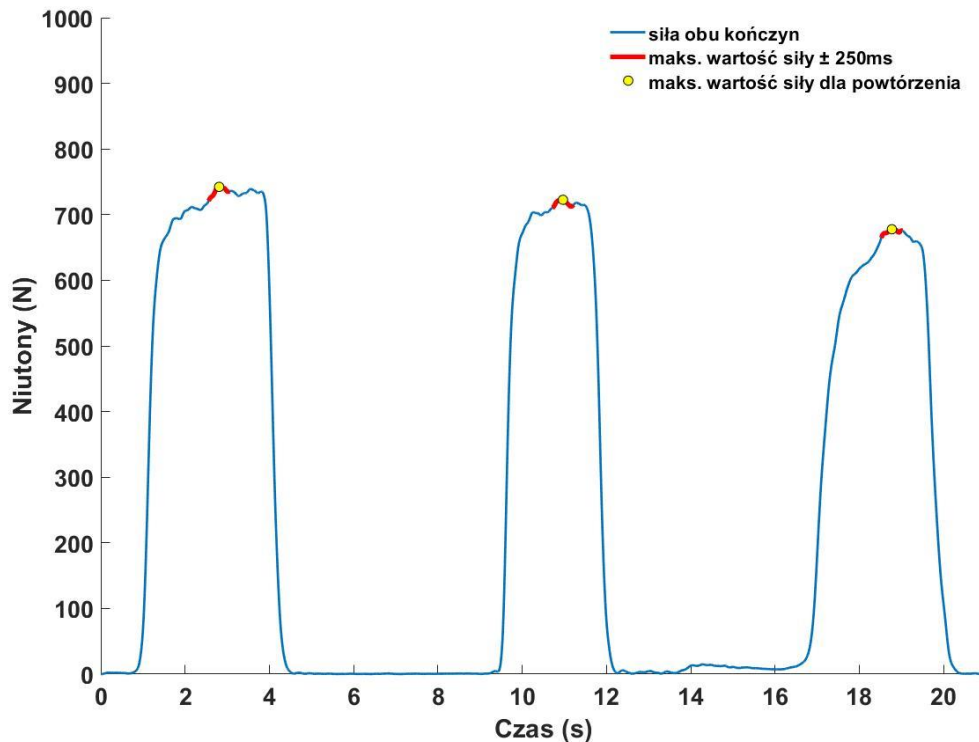
Wykonanie rozgrzewki przygotowującej do wykonania wysiłku

Wykonanie rozgrzewki zaplanowano w oparciu o prace Willardsona i Burketta (2005) oraz Pereiry i współautorów (2014), uwzględniając własną modyfikację. W zależności od charakteru sesji (pomiar bez wysiłku, po wysiłku w warunkach statycznych i dynamicznych), zastosowano dwa rodzaje rozgrzewki. W sesjach, gdzie zaplanowano wykonanie wysiłków w warunkach statycznych oraz wykonanie pomiarów bez wysiłku, w ramach rozgrzewki wykonano dwie serie izometrycznych skurczów zginaczy stawów łokciowych, o intensywności 50% wyniku testu MVF – 10 powtórzeń oraz 70% wyniku testu MVF – 5 powtórzeń (wykorzystano urządzenie pomiarowe). Natomiast w sesjach, gdzie zaplanowano wykonanie wysiłków w warunkach dynamicznych, w ramach rozgrzewki wykonano dwie serie zginania ramion na ławce Scotta (z hantlą lub sztangą w zależności od charakteru sesji), o intensywności 50% wyniku testu jednego powtórzenia maksymalnego (1RM – *ang. one repetition maximum*) – 10 powtórzeń oraz 70% wyniku testu 1RM – 5 powtórzeń.

Test siły maksymalnej statycznych momentów sił

Podczas każdej sesji badań przeprowadzono test siły maksymalnej statycznych momentów sił dla zginaczy stawów łokciowych oraz promieniowo-nadgarstkowych. Zadaniem osób badanych w teście MVC (*ang. Maximal Voluntary Contraction*) było wykonanie trzech powtórzeń (skurczów izometrycznych) w ruchu zginania w badanych stawach z zadaniem uzyskania maksymalnej siły (Ryc. 23). Jedno powtórzenie testu MVC trwało łącznie 8 sekund, gdzie przez pierwsze 5 sekund, wartość generowanej siły przez badanego wynosiła „0”, natomiast przez ostatnie 3 sekundy badany generował maksymalną wartość siły. Wyszczególnione fazy powtórzenia były oddzielone przez charakterystyczny sygnał dźwiękowy (*BEEP*), emitowany przez wykorzystywane oprogramowanie. W pierwszej kolejności wykonano test dla zginaczy stawów łokciowych obu kończyn (z wykorzystaniem układu), następnie dla zginaczy stawów promieniowo-nadgarstkowych (chwytem za dłoń uniemożliwiono wykonanie ruchu, zarówno dla kończyny dominującej jak i niedominującej). Maksymalną siłę w teście MVC określono na podstawie średniej globalnej wyznaczonej z 3 powtórzeń zadania, gdzie dla każdego powtórzenia wyznaczono średnią (lokalną) wartość siły na podstawie zarejestrowanej maksymalnej wartości siły w oknie czasowym ± 250 ms od jej wystąpienia. Wyznaczona wartość maksymalna generowanej siły jest niezbędna dla zdefiniowania intensywności zadania podczas pomiaru właściwego synergii motorycznych, a także dla określenia intensywności wykonywanych wysiłków przez osoby badane.

Z uwagi na właściwości fizyko – chemiczne przewodzenia sygnałów elektrycznych, przed rozpoczęciem każdej kolejnej sesji pomiarowej wykonywano test MVC w celu standaryzacji warunków pomiarowych (przed umiejscowieniem elektrod na skórze, nie mierzono wartości impedancji).



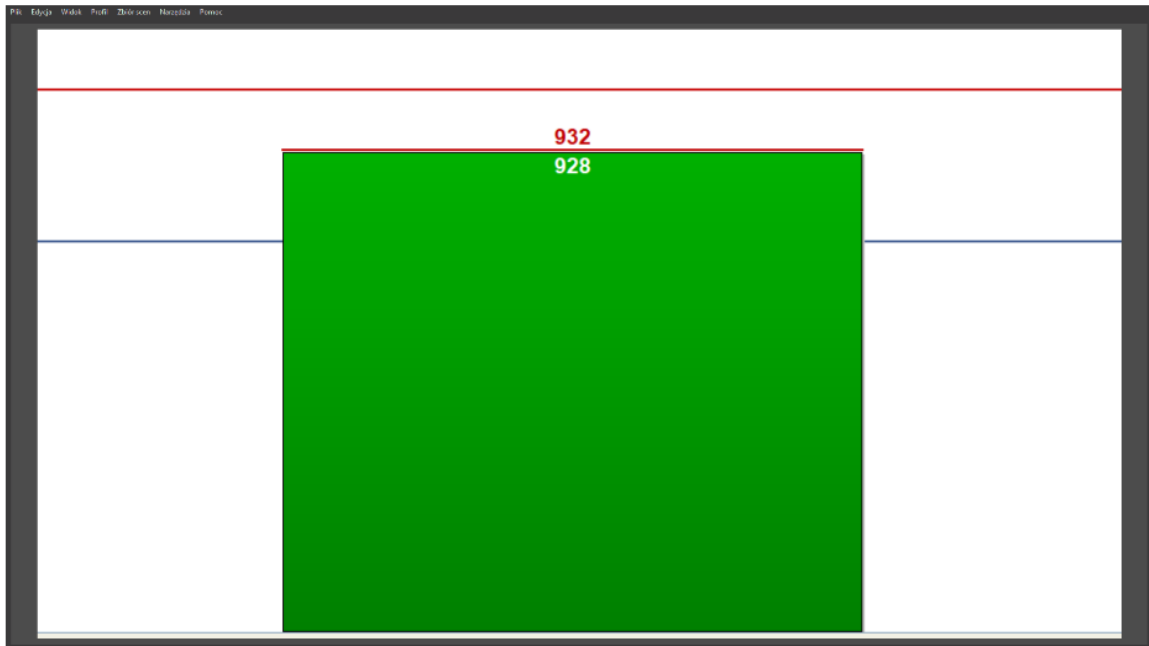
Ryc. 23 Sposób obliczania maksymalnej wartości siły w zastosowanym teście

Wykonanie wysiłków o różnym charakterze w różnych warunkach

Podczas badań właściwych zaplanowano wykonanie wysiłków dedykowanych dla kończyn górnych o odmiennym charakterze: w warunkach statycznych oraz dynamicznych, a także w różnych warunkach: dla obu kończyn, kończyny dominującej i niedominującej.

Wysiłek w warunkach statycznych

Wysiłek został wykonany z wykorzystaniem układu pomiarowego „DIATOS”. Zadaniem badanych było wygenerowanie siły, poprzez izometryczny skurcz mięśni zginaczy stawów łokciowych, o wartości 85% uzyskanego wyniku w teście MVF oraz jej utrzymanie przez jak najdłuższy okres czasu. Podczas wykonywania wysiłku, badany otrzymywał informację zwrotną (*ang. feedback*) z aktualną wartością generowanej siły przez kończyny górne (Ryc. 24). Celem dla badanego było osiągnięcie czerwonej linii, wyświetlonej na ekranie. Jeżeli wartość generowanej siły w czasie wysiłku spadła poniżej niebieskiej linii, eksperymentator za każdym



Ryc. 24 Feedback wyświetlany dla badanego podczas wysiłku o charakterze statycznym gdzie linia czerwona oznacza cel dla badanego-85% wartości testu MVF, natomiast linia niebieska oznacza wartość 70% wartości testu MVF

razem prosił badanego o wygenerowanie większej siły i ponowne uzyskanie linii czerwonej. W przypadku braku możliwości osiągnięcia czerwonej linii przez badanego w okresie 5 - sekund, pomimo poleceń prowadzącego badanie, następował koniec jednego powtórzenia wysiłku dla badanego. Po upływie kilku sekund (niezbędnych do zapisu danych wykonanego wysiłku), wysiłek powtarzano kolejny raz. Jeżeli w kolejnym powtórzeniu wysiłku, badany nie był w stanie wygenerować wartości siły 70% wyniku testu MVF (niebieska linia), wysiłek został zakończony. Natychmiast po jego zakończeniu, nastąpiło wykonanie pomiaru właściwego.

Wysiłek w warunkach dynamicznych

Wysiłek w warunkach dynamicznych został wykonany z wykorzystaniem przyborów do ćwiczeń siłowych (sztanga, hantle, obciążenie zewnętrzne). Aby ustalić intensywność charakteryzowanego wysiłku, na jednej z wcześniejszych sesji wykonywano test jednego powtórzenia maksymalnego (1RM). Polegał on na wykonywaniu ruchu zginania przedramion na ławce Scotta z obciążeniem 6 kg (hantla) dla jednej kończyny oraz 12 kg dla obu kończyn (sztanga). Test 1RM wykonywano w tempie 1-0-1-0 podawanym przez oprogramowanie (podane tempo oznacza wykonanie jednego powtórzenia ćwiczenia w czasie 2 sekund – jedna sekunda pracy ekscentrycznej oraz jedna sekunda pracy koncentrycznej zaangażowanych

mięśni, oprogramowanie emitowało charakterystyczny sygnał akustyczny (*BEEP*), nakazujący badanemu wykonywanie ćwiczenia w zadanym tempie). Test kończył się w momencie, gdy badany nie potrafił wykonać kolejnego powtórzenia ćwiczenia w zadanym tempie, pomimo ponagień od osoby przeprowadzającej badanie. Wynikiem testu 1RM była ilość poprawnie wykonanych powtórzeń w pełnym zakresie ruchu, zgodnie z prawidłową techniką ćwiczenia (Evans 2007). Następnie na podstawie wyniku testu 1RM obliczano jego wartość (*Równanie 5*):

$$1RM = \text{Obciążenie} * (1 + (0,033 * \text{Ilość wykonanych powtórzeń})) \quad (5)$$

Na podstawie wyniku testu 1RM ustalano obciążenia dla zaplanowanych wysiłków o charakterze dynamicznym na poziomie 85% 1RM. Badani wykonywali wysiłki dynamiczne w identyczny sposób jak test 1RM (z różnicą w wielkości pokonywanego oporu oraz zmianą tempa ruchu na 2-0-2-0) (*Ryc. 25*).

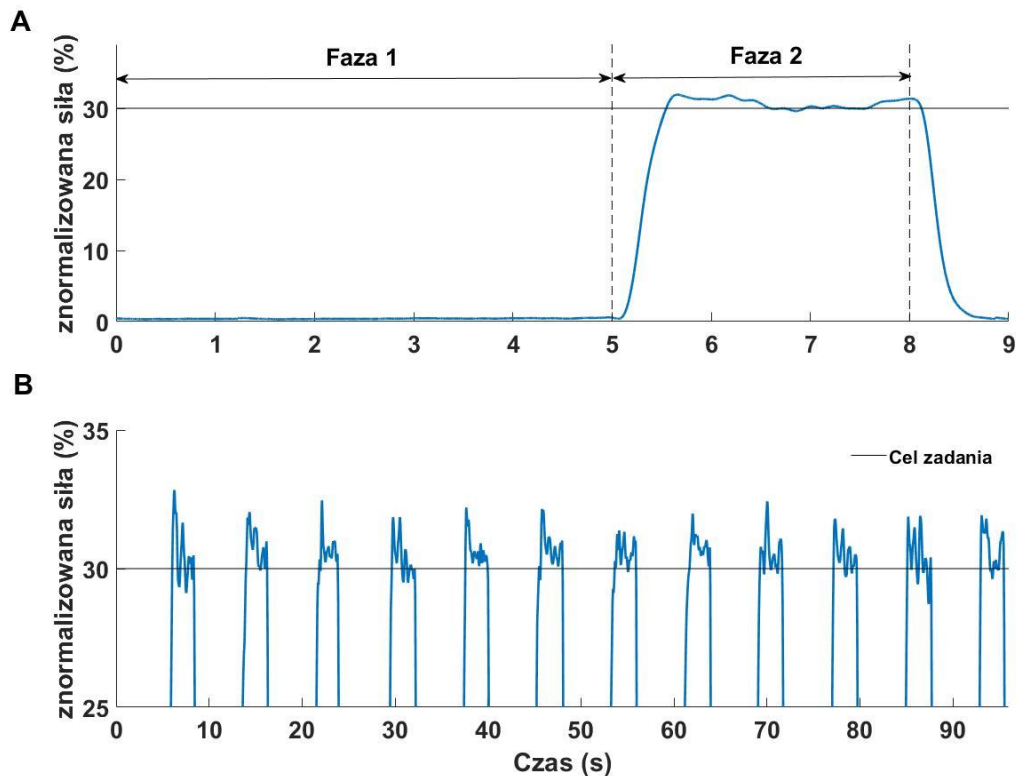


Ryc. 25 Wykonywanie przez badanego wysiłku o charakterze dynamicznym

Jedno powtórzenie wysiłku w warunkach dynamicznych, kończyło się w momencie nie wykonywania zadania w podanym przez oprogramowanie tempie. Po kilku sekundowej przerwie (niezbędnej do zapisu danych), wysiłek był powtarzany do momentu nie wykonania przez badanego pięciu poprawnych powtórzeń, w pełnym zakresie ruchu w zadanym tempie. Natychmiast po zakończeniu wysiłku, nastąpiło wykonanie pomiaru właściwego. Podczas wykonywania testu 1RM oraz wysiłków dynamicznych, stosowano asekurację dla osób badanych. Zastosowane w eksperymencie wysiłki o różnym charakterze zaimplementowano z pracy Maluf i Enoki (2005), dokonując własnych modyfikacji wykorzystanego protokołu badania.

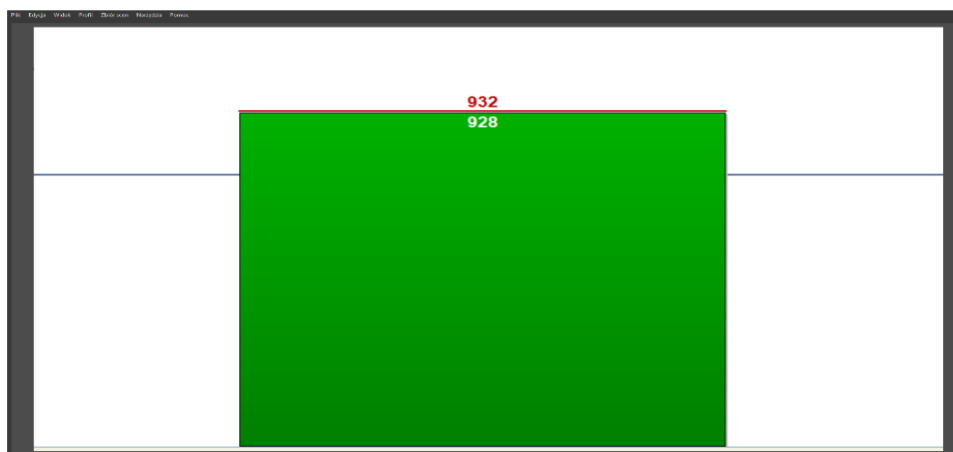
Wykonanie pomiaru właściwego

W przyjętej pozycji wyjściowej dla pomiarów właściwych zadaniem osób badanych było jak najszybsze wygenerowanie siły o wartości 30% wyniku testu MVF, podczas 15 powtórzeń ruchu zginania w stawach łokciowych w warunkach statycznych. Każde z powtórzeń wykonywane było według zadanego rytmu. Jedno powtórzenie składa się z dwóch faz trwających sumarycznie 8 sekund: faza 1-gdzie wartość generowanej siły przez badanego wynosi „0” (5 sekund); faza 2-generowanie zadanej wartości siły (3 sekundy) (Ryc. 26).



Ryc. 26 Charakterystyka pomiaru właściwego synergii motorycznych
A - Budowa jednego cyklu pomiarowego (1 - powtórzenie pomiarowe);
B - Przykładowy pomiar właściwy dla jednej osoby badanej
(15 - powtórzeń pomiarowych)

Łączny czas pomiaru właściwego wyniósł 120 sekund. Podczas trwania pomiaru początek i koniec fazy drugiej był wyszczególniony poprzez specyficzny sygnał dźwiękowy (BEEP). Zadaniem osoby badanej, po usłyszeniu pierwszego sygnału jest jak najszybsze wygenerowanie zadanej wartości siły, wraz z jej utrzymaniem do momentu usłyszenia drugiego sygnału. Podczas trwania pomiaru właściwego, osoby badane otrzymywały wizualną informację zwrotną o wartości sumy aktualnie generowanych sił przez kończyny górne w czasie rzeczywistym, wraz z zaznaczonym celem, jaki muszą osiągnąć (Ryc. 27).



Ryc. 27 Feedback dla badanego podczas wykonywania zadania głównego

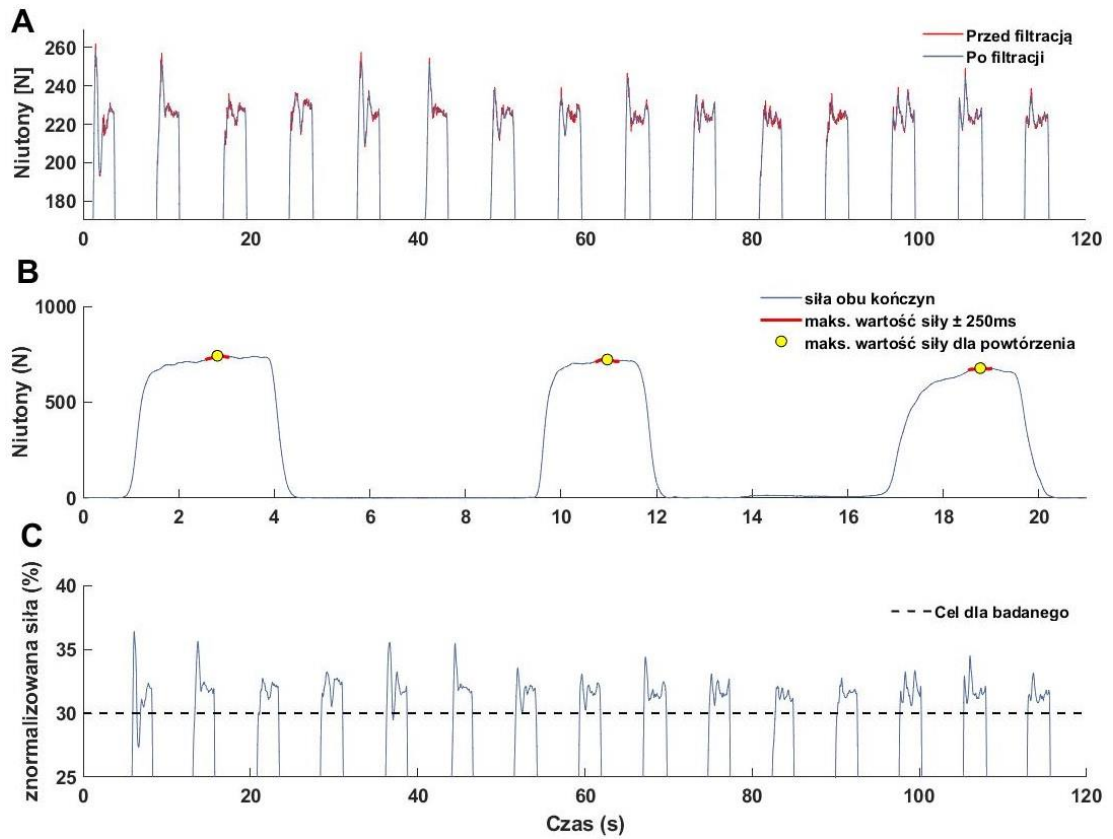
Linia niebieska oznacza cel (wartość siły), jaką badany ma wygenerować i utrzymać
 Natychmiast po zakończeniu pomiaru właściwego, uczestnik badania dokonywał subiektywnej oceny ciężkości wykonanego wysiłku w dwóch aspektach: dla całego ciała oraz dla kończyn górnych. Badani oceniali wysiłek według zmodyfikowanej 10-punktowej skali Borga (Borg 1962, Górski 2011). Surowe wyniki dokonanej oceny zaprezentowano w tabeli 23, załączniku nr 8 w aneksie.

3.4 Przetwarzanie zebranych sygnałów

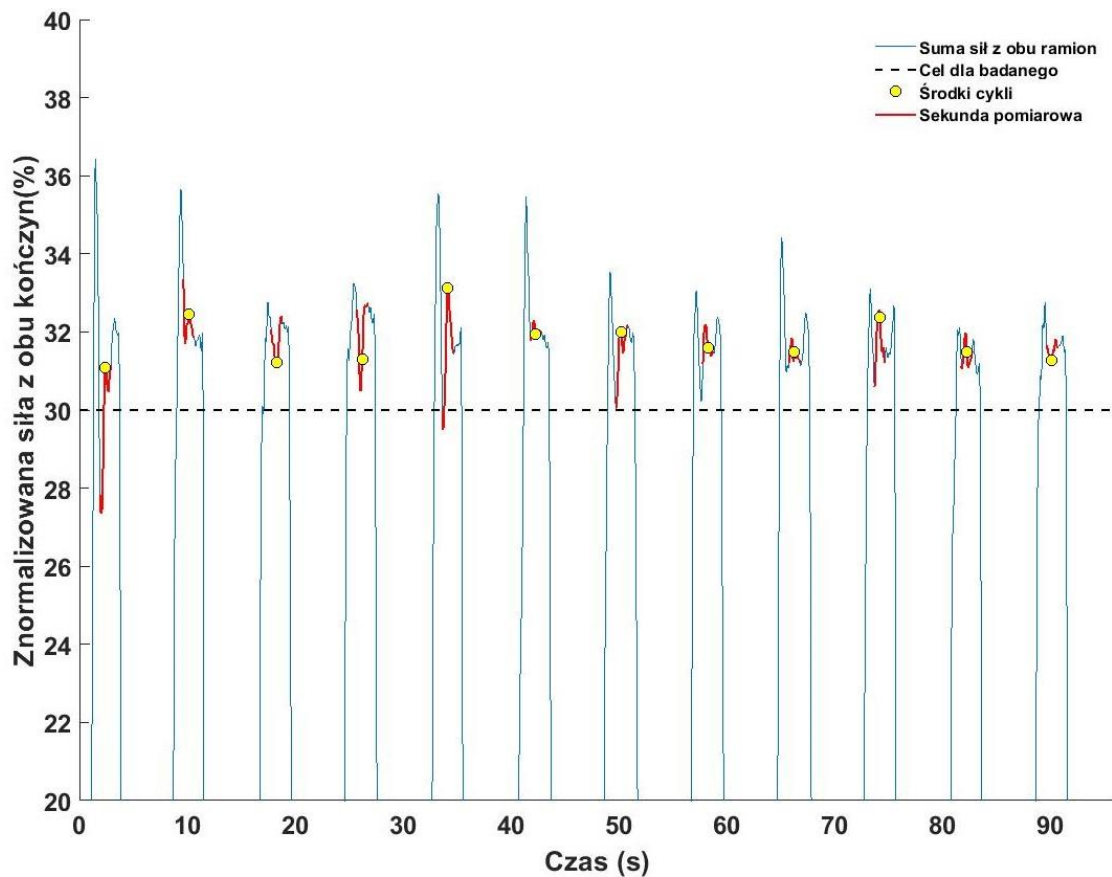
Analiza uzyskanych danych została zrealizowana z wykorzystaniem środowiska programistycznego Matlab (wersja R2017b, MathWorks, USA).

3.4.1 Przetwarzanie danych zebranych z czujników siły

Jak wspomniano wcześniej, w pierwszej kolejności dokonano konwersji zebranych danych z czujników siły oraz przedstawiono ich przebiegi w niutonach (N). Uzyskane dane poddano filtrowaniu z zastosowaniem dolnoprzepustowego filtru Butterwortha 4 - go rzędu o częstotliwości odcięcia 10 Hz (*Ryc. 28, panel A*). W kolejnym kroku, dokonano normalizacji danych pomiarowych względem uzyskanej maksymalnej wartości siły w teście siły maksymalnej statycznych momentów sił dla zginaczy stawów łokciowych (MVF - *ang. Maximal Voluntary Force*). Wynik testu MVF wyznaczono na podstawie średniej globalnej wyznaczonej z 3 powtórzeń zadania, gdzie dla każdego powtórzenia wyznaczono średnią (lokalną) wartość siły na podstawie zarejestrowanej maksymalnej siły w oknie czasowym ± 250 ms od jej wystąpienia (*Ryc. 28, panel B*). Następnie znormalizowane dane pomiarowe dla sumy generowanych sił (*Ryc. 28, panel C*) zostały podzielone na cykle (*Ryc. 29*). Za cykl przyjęto okres czasu, w którym osoba badana generuje siłę powyżej 10% wartości uzyskanej we wcześniejszym teście MVF.



Ryc. 28 Proces przetwarzania danych zebranych przez czujniki sił w układzie „DIATOS”

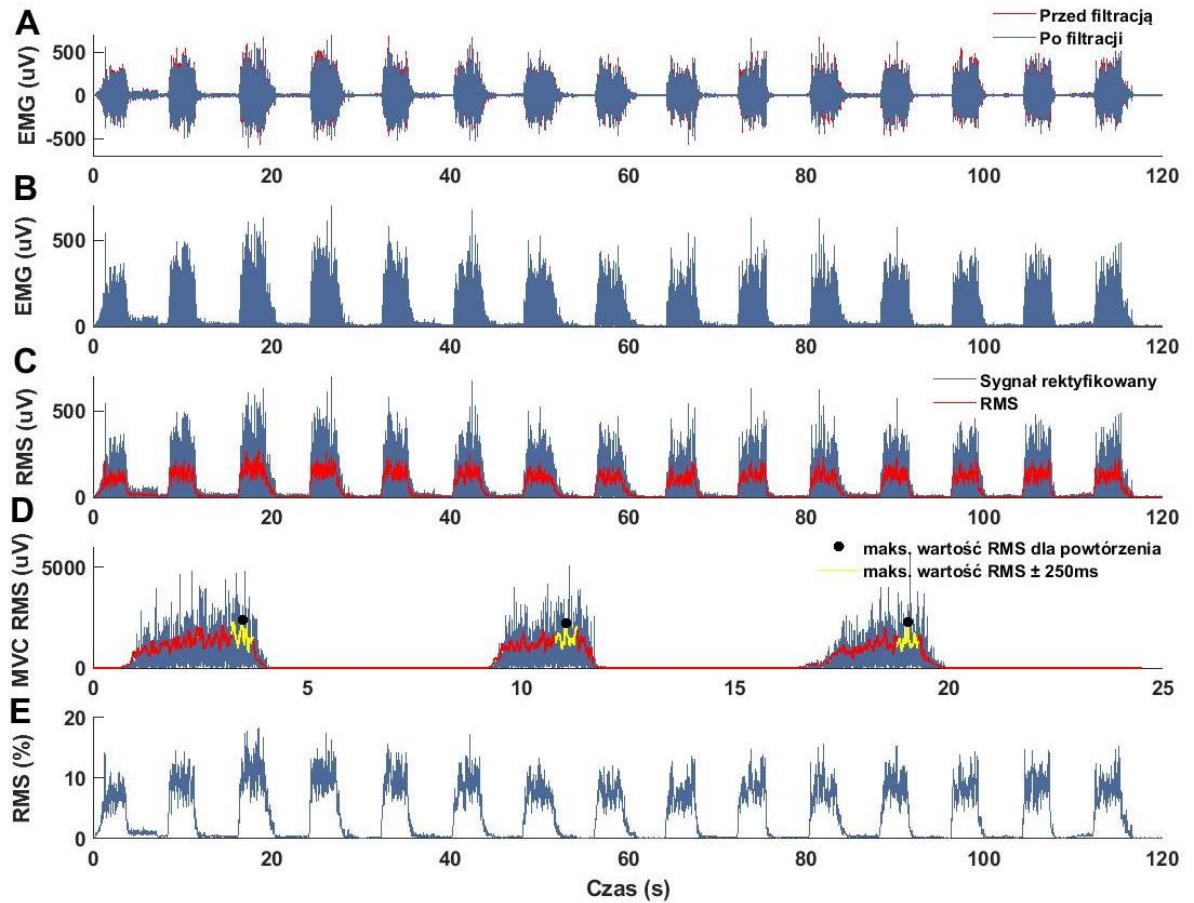


Ryc. 29 Sposób wyznaczania poszczególnych cykli pomiarowych dla sił

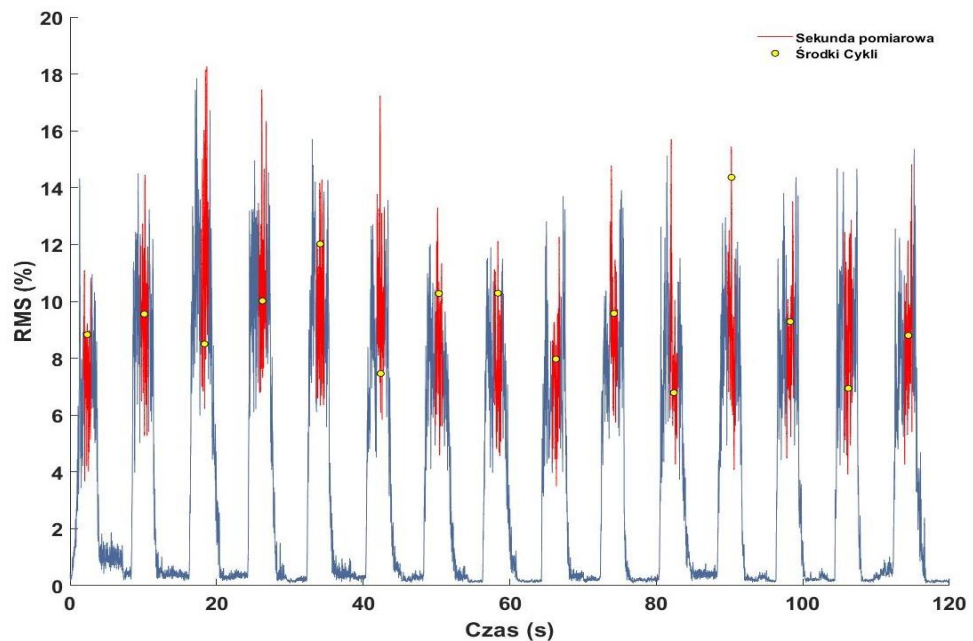
Zgodnie z przyjętą procedurą badawczą w trzecim etapie badań, wyznaczono 15 cykli. Dla każdego z nich określono punkt środkowy, dzieląc cykl na dwie równe połowy. Od tak oznaczonych punktów, wyznaczono czas ± 500 ms, tworząc w ten sposób jednosekundowe przedziały czasowe. Do dalszych etapów analizy synergii motorycznych wykorzystano średnie wartości generowanych sił przez kończyny w wyżej określonych jednosekundowych przedziałach czasowych dla poszczególnych cykli. Zmiennymi wybranymi do analizy statystycznej zostały średnie wartości uzyskiwanych sił dla: dominującej, niedominującej oraz obu kończyn, różnicy sił pomiędzy kończynami oraz błędu popełnionego przez osoby badane.

3.5.2 Przetwarzanie sygnału EMG

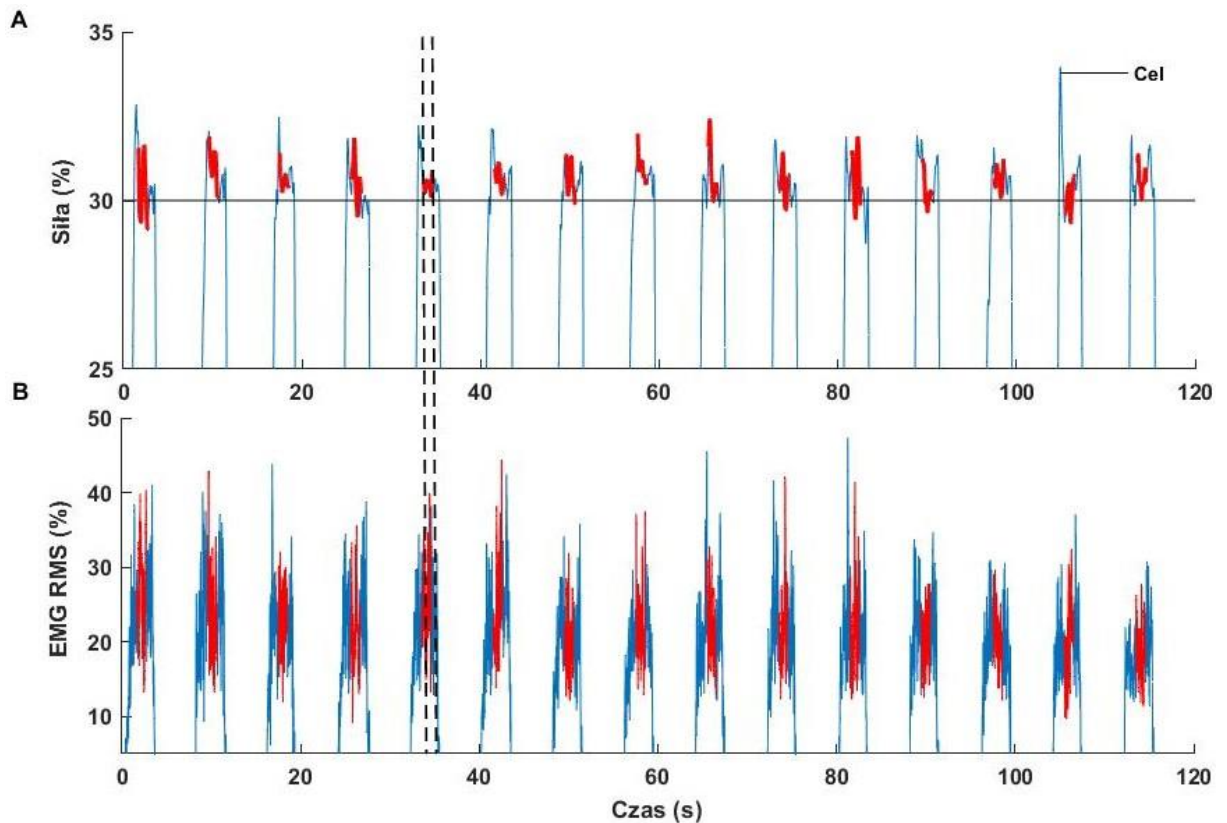
Przetwarzanie sygnału EMG rozpoczęto od filtrowania surowego sygnału EMG z wykorzystaniem pasmowo-przepustowego filtra Butterwortha 4 - go rzędu o częstotliwości odcięcia 20-360 Hz (*Ryc. 30, panel A*). W kolejnym kroku sygnał rektyfikowano, odbijając wszystkie ujemne amplitudy od osi OX (*Ryc. 30, panel B*). Następnie w celu zlinearyzowania sygnału, zaimplementowano algorytm pierwiastka z kwadratu średniej (*ang. Root-Mean-Square - RMS*). Dla potrzeb obliczenia RMS zastosowano ruchome okno czasowe o długości 100 ms (*Ryc. 30, panel C*). W kolejnym kroku, podobnie jak dla sił, dokonano normalizacji danych pomiarowych względem uzyskanej maksymalnej wartości aktywności bioelektrycznej mięśni (RMS) w teście MVC (*Ryc. 30, panel E*). Wynik testu MVC dla poszczególnych mięśni wyznaczono stosując identyczną procedurę jak w przypadku generowanych sił (*Ryc. 30, panel D*). Dla znormalizowanego sygnału RMS EMG również wyznaczono 15 cykli pomiarowych (*Ryc. 31*), korzystając z wcześniej wyznaczonych cykli dla sił (*Ryc. 32*). Do analizy statystycznej wybrano średnią wartość uzyskanego sygnału RMS EMG w każdym z wyznaczonych jednosekundowych przedziałów czasowych w cyklach dla poszczególnych mięśni.



Ryc. 30 Proces przetwarzania sygnału EMG dla bicepsa kończyny dominującej
*A - Filtrowanie sygnału; B - Rektyfikowanie sygnału; C - Obliczenie RMS;
 D - Obliczenie maksymalnego wyniku testu MVC; E - Normalizacja RMS*



Ryc. 31 Sposób wyznaczania poszczególnych cykli pomiarowych dla sygnału EMG
(na podstawie aktywności bicepsa kończyny dominującej)

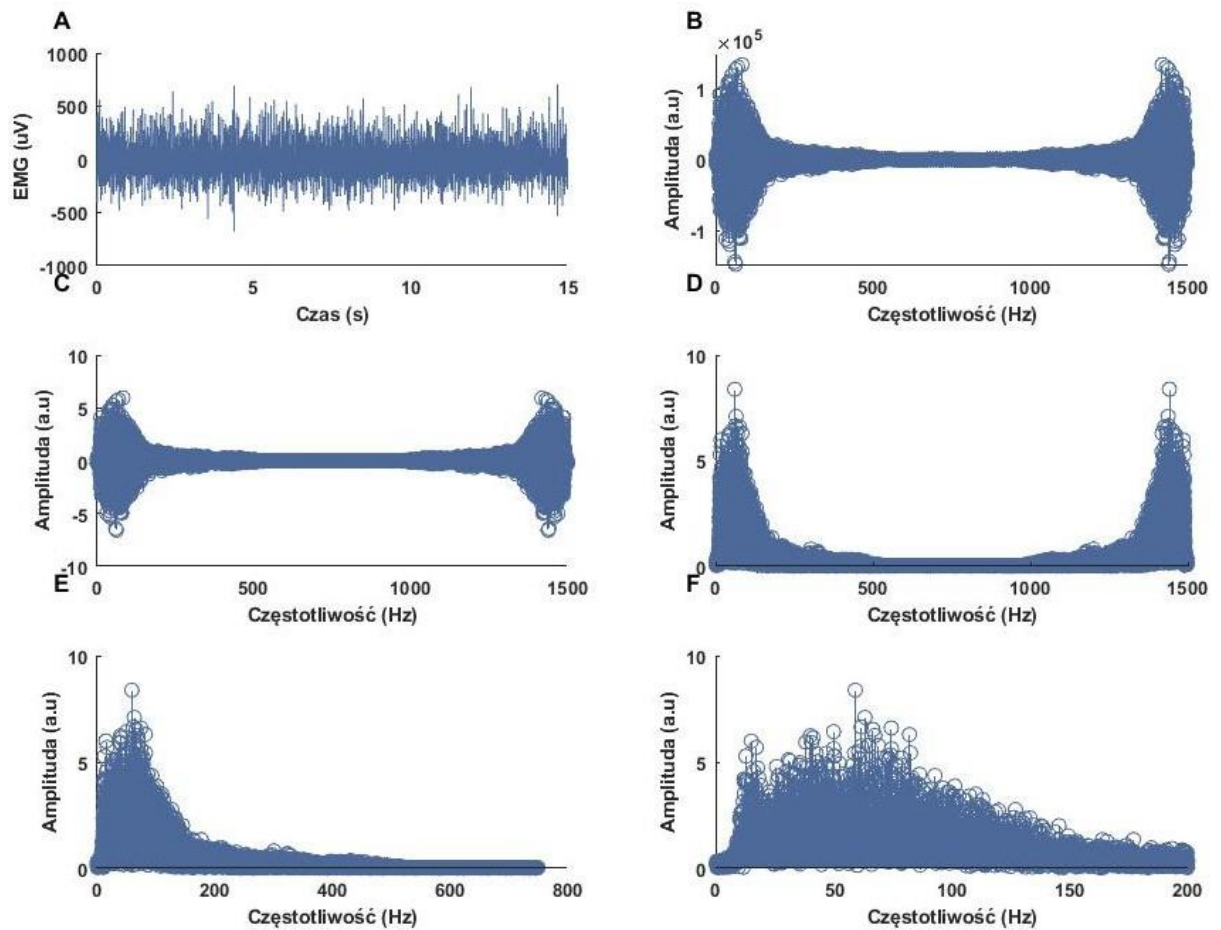


Ryc. 32 Wyznaczenie cykli pomiarowych dla sił (A) oraz sygnału EMG (B)
Linia ciągła oznacza cel, który badany musiał osiągnąć podczas wykonywania zadania, natomiast pionowe linie przerywane oznaczają jeden reprezentatywny cykl pomiarowy

3.4.3 Analiza widmowa sygnału EMG z wykorzystaniem transformacji Fouriera

Analizie w dziedzinie częstotliwości sygnału z wykorzystaniem transformacji Fouriera poddano surowy, nierektyfikowany sygnał EMG. Sygnał wejściowy do analizy składał się z piętnastu wyznaczonych wcześniej środkowych sekund w cyklach pomiarowych, połączonych ze sobą w 15-sekundowy odcinek czasu. Następnie poprzez zastosowanie algorytmu FFT (*ang. Fast Fourier Transform*) dokonano analizy widmowej sygnału EMG. Uzyskane wyniki znormalizowano do ilości próbek sygnału wejściowego oraz rektyfikowano ujemne pasma częstotliwości. Następnie w oparciu o teorię Nyquista, wyznaczono maksymalną częstotliwość sygnału EMG na poziomie 750 Hz. Poszczególne kroki analizy FFT zaprezentowano na rycinie 33. W następnym kroku analizy wyznaczono funkcję gęstości widma mocy – PSD (*ang. Power Spectral Density*), wykorzystując przekształcenie p Welch (Ryc. 34) (Welch 1976). Wyniki zastosowanego przekształcenia p Welch zostały zaprezentowane na rycinie 35. Analiza funkcji PSD pozwoliła wyznaczyć do analizy statystycznej cztery najczęściej wykorzystywane zmienne charakteryzujące sygnał EMG

w dziedzinie częstotliwości sygnału (Phinyomark i wsp. 2012; Nazmi i wsp. 2016; Cahyadi i wsp. 2019).

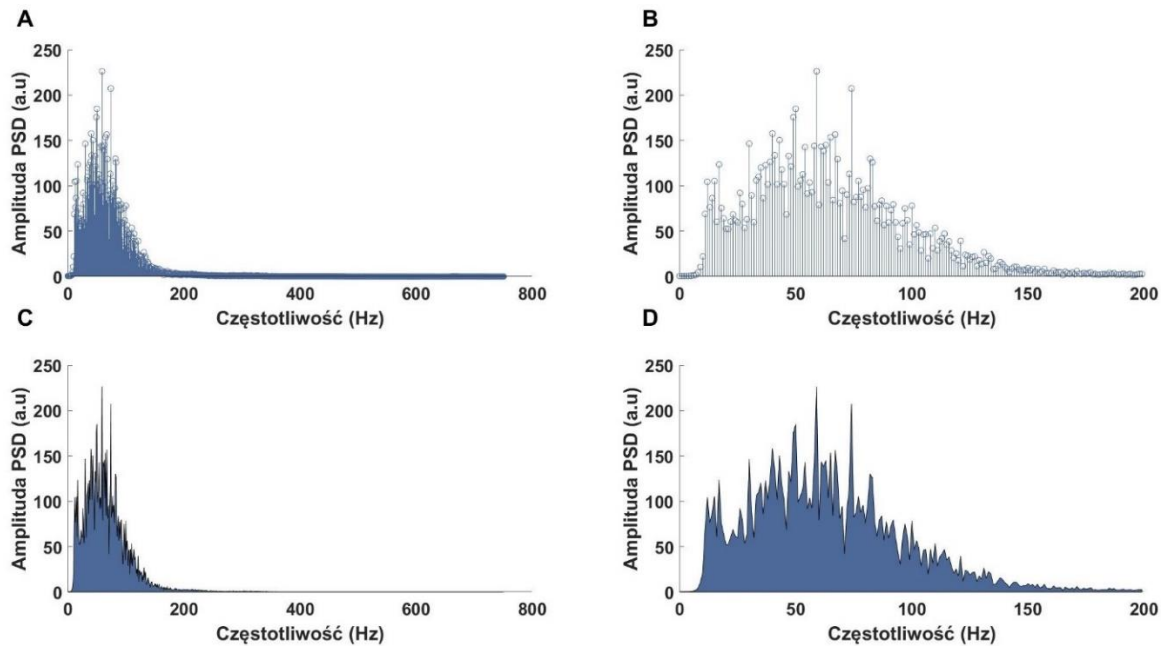


Ryc. 33 Analiza FFT dla sygnału EMG

A - sygnał wejściowy do analizy; **B** - wyniki przekształcenia sygnału algorytmem FFT;
C - normalizacja do ilości próbek sygnału wejściowego; **D** - rektyfikacja ujemnych
 częstotliwości sygnału; **E** - wyznaczenie częstotliwości Nyquista;
F - wyniki analizy FFT w zakresie częstotliwości 0-200 Hz

```
% analiza FFT opisana metodą Welch
dlugoscOkna = 1500; % dlugosc okna (ilosc probek zabranych do analizy)
osCzasu = 0:1/1500:15;
dlugoscWektoraCzasu= length(osCzasu); % dlugosc Osi czasu
normWelch = round(linspace(1,dlugoscWektoraCzasu-dlugoscOkna,15));
osCzestotliwosci = linspace(0,1500/2,floor(dlugoscOkna/2)+1); % wektor z Hz
powerSpektrumWelch = zeros(length(normWelch),length(osCzestotliwosci));
% FFT dla prawego bicepsa
for i=1:length(normWelch)
    analizaWelchFFT = BB_RFFT(normWelch(i):normWelch(i) + dlugoscOkna);
    spektrumWelch = abs(fft(analizaWelchFFT)/dlugoscOkna).^2;
    powerSpektrumWelch(i,:) = spektrumWelch(1:length(osCzestotliwosci));
end
```

Ryc. 34 Przekształcenie pwelch zrealizowane w środowisku Matlab



Ryc. 35 Analiza funkcji PSD

- A** - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji stem w pełnym zakresie;
B - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji stem w zakresie 0-200 Hz;
C - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji plot w pełnym zakresie;
D - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji plot w zakresie 0-200 Hz;

Pierwszą z wyznaczonych zmiennych jest średnia częstotliwość sygnału (ang. *Mean Frequency–MNF*) (Równanie 6). Obliczono ją jako sumę wyznaczonych częstotliwości funkcji PSD pomnożonych przez odpowiadającym im wartościom uzyskanej mocy, podzielonych przez całkowitą sumę mocy PSD:

$$MNF = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (6)$$

gdzie:

f_i –częstotliwość widma PSD,

P_i –moc PSD przy wyznaczonej częstotliwości widma,

M –liczba wyznaczonych częstotliwości w funkcji PSD.

Obok MNF, do dalszych analiz wybrano medianę częstotliwości sygnału (ang. *MDF–Median Frequency*). MDF stanowi częstotliwość, która dzieli widmo na dwa obszary o równej wartości amplitudy uzyskanej przez PSD (Równanie 7).

$$MDF = \sum_{i=1}^{mD1=} p_i = \sum_{i=Mof}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m P_i \quad (7)$$

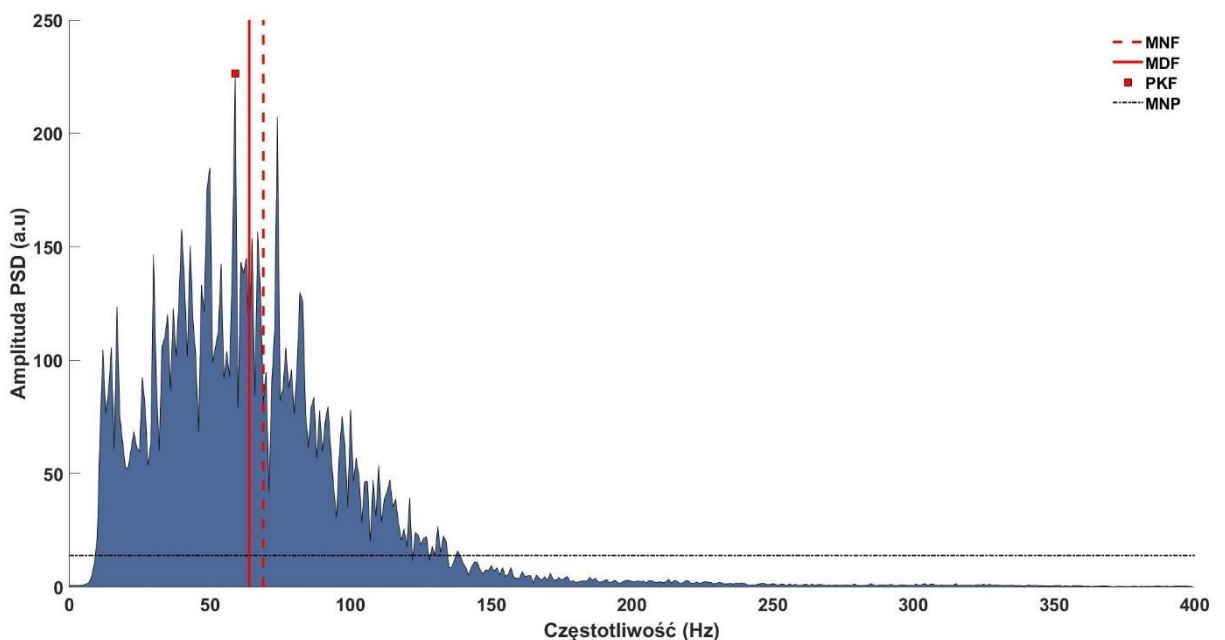
Kolejną wyznaczoną zmienną jest największa wartość widma PSD (*ang. PKF-Peak Frequency*) (Równanie 8).

$$PKF = \max(P_i) \quad (8)$$

Jako ostatnią zmienną charakteryzującą sygnał EMG w dziedzinie częstotliwości wybrano średnią moc widma PSD (*ang. MNP-Mean Power*) (Równanie 9).

$$MNP = \sum_{i=1}^M P_i / M \quad (9)$$

Wybrane do analizy statystycznej zmienne, zaprezentowano graficznie na rycinie 36.

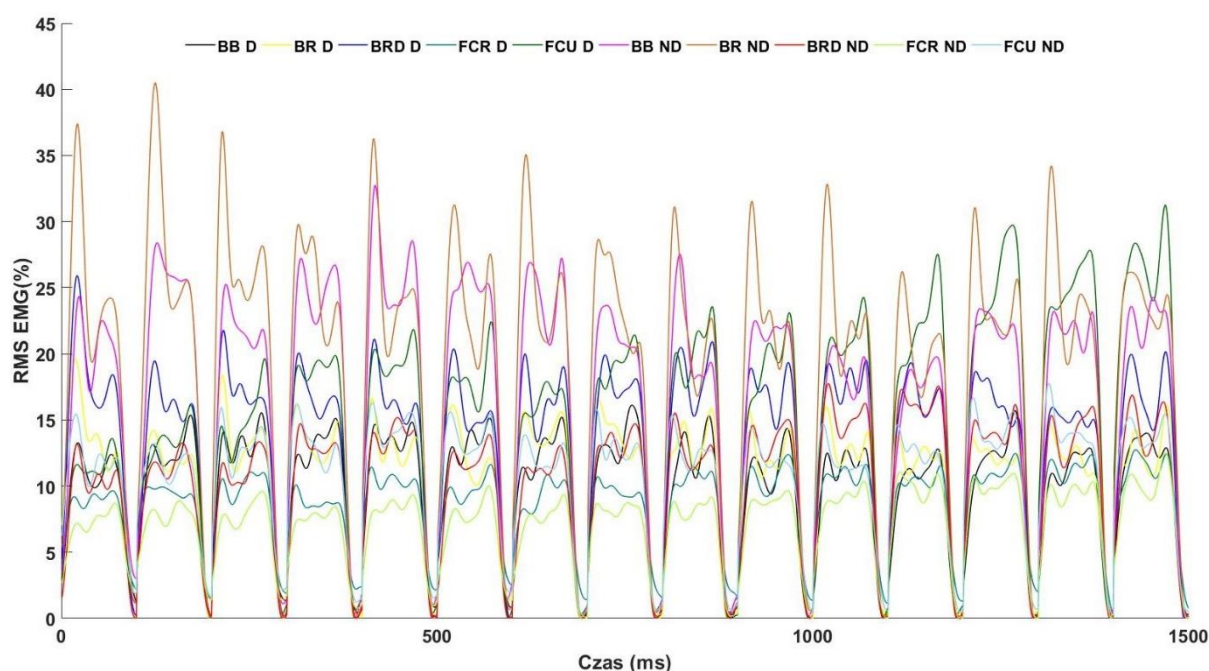


Ryc. 36 Wyznaczenie zmiennych do analizy statystycznej dla funkcji PSD

3.4.4 Analiza synergii B w ujęciu synergii mięśniowych (M-modes)

Synergie mięśniowe (M-modes) definiowane są jako kombinacje działania mięśni (jednoczesna aktywność bioelektryczna mięśni - EMG) (Krishnamoorthy i wsp. 2003; Danna-Dos-Santos i wsp. 2007, 2009; Furmanek i wsp. 2017). W celu wyznaczenia M-modes w niniejszej pracy zastosowano analizę składowych głównych - PCA z uwzględnieniem rotacji Varimax. W przeciwieństwie do innych analiz czynnikowych takich jak NMF czy ICA, PCA pozwala na otrzymanie ujemnych wartości wyników, co z kolei umożliwia przeprowadzenie analizy synergii C (wykorzystującej ortogonalny układ wektorów własnych macierzy danych podczas analizy UCM). Wczesniejsze analizy sposobu wyznaczania M-modes wykazały brak istotnych różnic pomiędzy wspomnianymi metodami, z założeniem stosowania rotacji Varimax

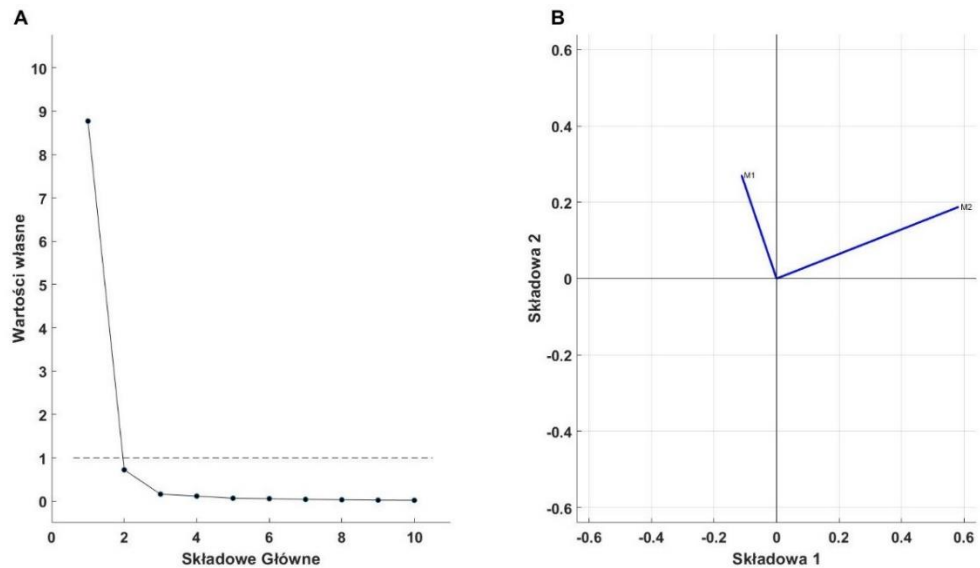
przy wyborze PCA (Tresch i wsp. 2006). Sygnałem wejściowym do analizy PCA była aktywność bioelektryczna analizowanych dziesięciu mięśni (RMS EMG), zdefiniowana jako środkowe sekundy wcześniej wyznaczonych cykli pomiarowych oraz połączona w jeden znormalizowany odcinek czasu o długości 1500 ms (każdy z cykli znormalizowany do 100 ms) (Ryc. 37). Przed przystąpieniem do realizacji analizy PCA zweryfikowano zasadność jej stosowania weryfikując hipotezę Barletta (1954) o macierzy korelacji jako jednostkowej oraz sprawdzając adekwatność macierzy korelacji z wykorzystaniem współczynnika Kaisera-Mayera-Olkin (KMO).



Ryc. 37 Sygnał wejściowy do analizy PCA wyznaczającej M-modes

Kolejnym krokiem było przeprowadzenie analizy PCA oraz wybór optymalnej ilości składowych głównych. Wybór ilości składowych głównych jest kluczowy nie tylko dla analizy M-modes, ale także dla analiz synergii C z wykorzystaniem metody UCM, gdzie ocenie poddawana jest zmienność (wariancja) w każdej z określonych podprzestrzeni. Wybór zbyt dużej lub zbyt małej ilości składowych głównych wpływa w istotny sposób na wymiarowość podprzestrzeni UCM bez zmian podprzestrzeni ORT (opisane szczegółowo w kolejnym podrozdziale) (Krishnamoorthy i wsp. 2003). W nawiązaniu do prac Stanisza (2007) nie ma żadnego obiektywnego kryterium wyboru ilości składowych głównych. W praktyce stosowane są trzy: ilość wyjaśnianej przez składowe wariacji, kryterium Kaisera-bazujące na wartościach własnych macierzy większych niż jeden (1960), oraz wykres osypiska, na podstawie którego określa się spadek wartości własnych macierzy (Cattell 1966). Idąc za rekomendacją Stanisza (2007) wybór ilości składowych głównych został oparty na dwóch spośród podanych

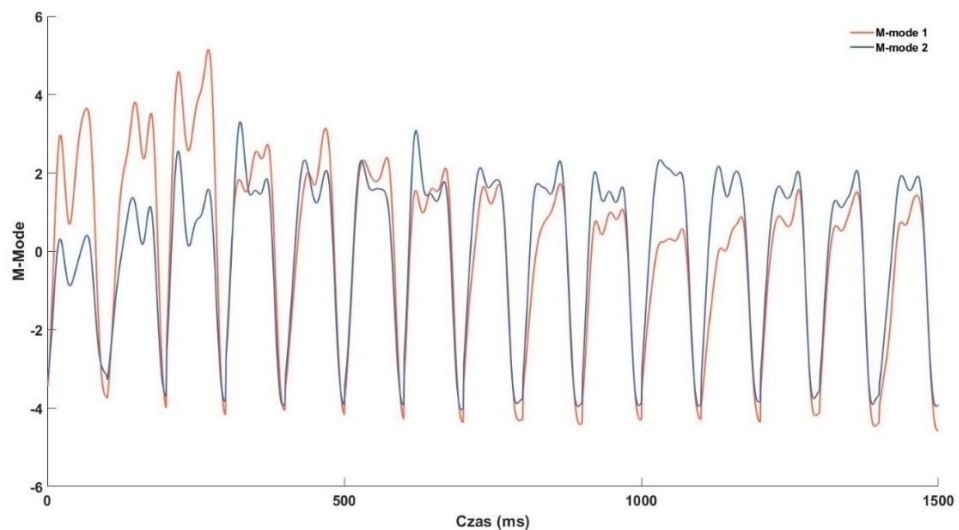
kryteriów: ilości wyjaśnianej przez składowe wariacji oraz wykresie osypiska (Ryc. 38, panel A). Finalnie, wybrano dwie pierwsze składowe główne (wektory własne) redukując 10-wymiarową przestrzeń bioelektrycznej aktywności mięśniowej do 2-wymiarowej przestrzeni składowych głównych (definiowanych jako M-modes) dla każdej z badanych osób. Wyjaśniana wariancja przez wybrane M-modes wynosi ponad 95%. Interpretacja geometryczna wyboru składowych została przedstawiona na rycinie 38, panel B.



Ryc. 38 Wybór odpowiedniej ilości składowych głównych w analizie PCA

A - Kryterium wykresu osypiska. **B** - interpretacja geometryczna wybranych składowych.

Wartości poszczególnych M-modes obliczono mnożąc RMS EMG przez wyznaczone wartości wektorów własnych składowych głównych. Poniżej (Ryc. 39) zaprezentowano wyznaczone M-modes dla jednej osoby badanej.



Ryc. 39 Wyznaczone M-modes dla jednej osoby badanej

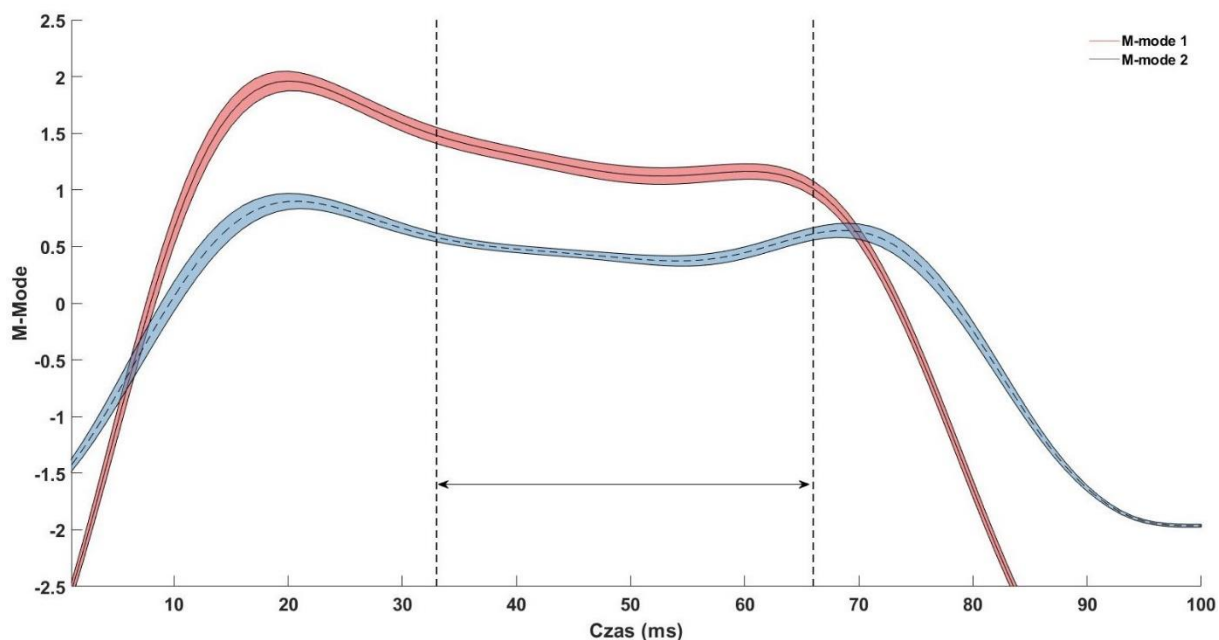
Wkład poszczególnych zmiennych wejściowych (RMS EMG poszczególnych mięśni) w M-modes określają wykorzystywane podczas analizy PCA ładunki czynnikowe, definiowane jako współczynniki korelacji pomiędzy daną zmienną (aktywnością bioelektryczną danego mięśnia), a wyznaczonym M-mode. Podczas wyboru M-modes wybrano tylko te, w których co najmniej jeden mięsień osiągnął wartość bezwzględną ładunku czynnikowego większą niż 0.5 (Furmanek i wsp. 2017). Przykładowe wartości uzyskanych ładunków czynnikowych dla jednej osoby badanej zaprezentowano w tabeli 5.

Tabela 5. Uzyskane ładunki czynnikowe w analizie PCA dla jednej osoby badanej

Warunek	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		DND7		BW8	
Mięsień	M1	M2	M1	M2	M1	M2	M1	M2	M1	M2	M1	M2	M1	M2	M1	M2
BB D	0.38	0.90	0.85	0.50	0.58	0.79	0.55	0.79	0.73	0.64	0.21	0.93	0.87	0.40	0.41	0.86
BR D	0.75	0.61	0.69	0.70	0.36	0.92	0.61	0.78	0.66	0.72	0.36	0.91	0.65	0.74	0.84	0.49
BRD D	0.92	0.34	0.89	0.41	0.60	0.77	0.82	0.54	0.81	0.55	0.47	0.85	0.76	0.61	0.81	0.56
FCR D	0.93	0.31	0.84	0.52	0.65	0.74	0.89	0.43	0.78	0.60	0.45	0.83	0.82	0.53	0.78	0.61
FCU D	0.80	0.57	0.87	0.46	0.86	0.46	0.94	0.30	0.81	0.55	0.55	0.77	0.88	0.42	0.66	0.69
BB ND	0.34	0.92	0.41	0.90	0.78	0.57	0.30	0.94	0.47	0.87	0.86	0.38	0.36	0.90	0.68	0.71
BR ND	0.65	0.71	0.42	0.90	0.74	0.61	0.44	0.88	0.60	0.76	0.80	0.52	0.52	0.82	0.88	0.46
BRD ND	0.81	0.56	0.63	0.75	0.87	0.47	0.64	0.75	0.68	0.72	0.95	0.29	0.71	0.67	0.67	0.71
FCR ND	0.80	0.55	0.63	0.75	0.84	0.49	0.79	0.58	0.81	0.56	0.89	0.41	0.68	0.69	0.66	0.68
FCU ND	0.64	0.70	0.85	0.46	0.87	0.40	0.81	0.53	0.84	0.48	0.91	0.32	0.79	0.48	0.59	0.77

BB - biceps; **BR** - m. ramienny; **BRD** - m. ramiennie-promieniowy; **FCR** - m. zginacz promieniowy nadgarstka; **FCU** - m. zginacz łokciowy nadgarstka; **D** - kończyna dominująca; **ND** - kończyna niedominująca; **M1** – M - mode 1; **M2** – M - mode 2; **BW** - warunek bez wykonywanego wysiłku; **S** - wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; **D** - wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; **DND** - wysiłek wykonywany przez obie kończyny

W kolejnym kroku analizy znormalizowano uzyskane M-modes do czasu 100 ms w celu ilościowej oceny zmienności M-modes z powtórzenia na powtórzenie (100 ms - czas jednego powtórzenia badanego zadania motorycznego (cyklu), poszczególne piętnaście powtórzeń pomiarowych uśredniono). Wyniki przekształcenia zaprezentowano na rycinie 40. Do ilościowej analizy zmienności M-modes wybrano uśrednioną wartość każdego z nich z okresu czasu pomiędzy pionowymi przerywanymi liniami. Odcinek czasu wybrano zgodnie z wcześniejszymi założeniami, tak jak w przypadku sił oraz sygnału EMG. Czas w zakresie 0.330 - 0.660 ms to środkowa sekunda wyznaczonych wcześniej cykli pomiarowych.



Ryc. 40 Wyznaczenie zmiennej charakteryzującej M-modes do dalszej analizy statystycznej (wartość M-mode w zaznaczonym na rycinie odcinku czasu-środkowa sekunda cyklu)

3.4.5 Analiza synergii C w ujęciu organizacji działania układu nerwowego

Zaproponowana koncepcja UCM przez Scholza i Schönera (1999), zakłada wykonanie ilościowej analizy zmienności wykonania czynności ruchowych składającej się z trzech etapów: 1) wyboru odpowiednich EV i PV do analizy, 2) zdefiniowanie Jakobianu, 3) kwantyfikacji uzyskanych wariacji w wyznaczonych podprzestrzeniach UCM.

Etap 1. Wybór odpowiednich EV i PV do analizy

Z uwagi na specyfikę badanego zadania motorycznego oraz zakładaną hipotetyczną hierarchiczną kontrolę synergii motorycznych, w niniejszej pracy postanowiono wykonać analizę UCM na dwóch różnych poziomach zakładanej hierarchii kontroli synergii motorycznych. Dla każdego z nich wybrano odpowiednie dla specyfiki zadania zmienne niezależne - EV: dla wyższego poziomu kontroli, zdefiniowano EV jako siły generowane przez każdą z kończyn górnych (średnie wartości siły w wyznaczonych wyżej znormalizowanych cyklach pomiarowych). Dla niższego poziomu hierarchicznej kontroli (aktywność bioelektryczna mięśni) jako EV wybrano wyznaczone wcześniej dwa M-modes. Jako PV dla obu poziomów hierarchii wybrano sumę sił generowaną przez obie kończyny górne (F_{TOT}).

Etap 2 Zdefiniowanie macierzy Jakobianu

Analiza UCM, podobnie jak robotyka i cybernetyka postrzega Jakobian nie jako wyznacznik macierzy Jacobiego, lecz jako samą macierz zbudowaną z pochodnych cząstkowych pierwszego rzędu (Scholz i Schöner, 1999). Tak zdefiniowany Jakobian wyjaśnia liniowe relacje

pomiędzy zmianami wartości EV w stosunku do zmian zachodzących w PV. Na wyższym poziomie przyjętej hierarchii Jakobian wyjaśnia jak zmiana wartości generowanych sił przez poszczególne kończyny wpływa na wygenerowaną sumę sił przez obie kończyny, natomiast na niższym jak wskazana suma sił zmienia się względem wyznaczonych wartości M-modes. Innymi słowy, określenie Jakobianu pozwala na przejście z układów nieliniowych do liniowych (spełniających zasadę superpozycji). Jak wspomniano wcześniej, w przypadku gdy PV posiadają charakterystykę wielowymiarową, Jakobian obliczany jest w oparciu o konkretny biomechaniczny model (Scholz i wsp. 2000). Dla zastosowanej analizy w niniejszej pracy, takie rozwiązanie nie było możliwe. W związku z trudnościami z określeniem funkcji przejścia do układów liniowych na niższym poziomie hierarchii kontroli, Jakobian obliczono eksperymentalnie, z wykorzystaniem metod analizy regresji wielokrotnej (*Równanie 10*) (Krishnamoorthy i wsp. 2003, 2004; Danna dos Santos i wsp. 2008) dla każdej badanej osoby w każdym z badanych warunków:

$$\Delta F_{TOT} = k_1 \Delta M_1 + k_2 \Delta M_2 \quad (10)$$

Współczynniki analizy regresji wielokrotnej wykorzystano do budowy macierzy Jakobianu (*Równanie 11*):

$$J = [k_1 \ k_2] \quad (11)$$

Dla wyższego poziomu hierarchii kontroli (generowania sił przez kończyny) zachowano liniową przestrzeń układu. Z uwagi na przyjęte założenia o przyjmowaniu wartości pochodnej cząstkowej z danej zmiennej równej jeden, macierz Jakobianu określono jako $J=[1,1]$ (*Równanie 12*):

$$J = \left[\frac{\delta PV}{\delta EV_1}, \frac{\delta PV}{\delta EV_2} \right] \quad (12)$$

Etap 3 Kwantyfikacja wariancji-obliczenie wskaźnika synergii (ΔV)

Podczas ostatniego etapu analizy UCM wyznaczono dwie podprzestrzenie UCM dla F_{TOT} : podprzestrzeń UCM dla wariancji obliczanej równoległe w stosunku do niej V_{UCM} oraz podprzestrzeń ORT dla wariancji obliczanej ortogonalnie- V_{ORT} w stosunku do podprzestrzeni UCM. Zmiany dla V_{UCM} z definicji nie wpływają na F_{TOT} , w przeciwieństwie do zmian dla V_{ORT} . W pierwszej kolejności określono bazę dla jądra macierzy Jakobianu, a następnie wyznaczono jego przestrzeń zerową (*ang. nullspace*). Przestrzeń zerowa jądra macierzy Jakobianu stanowi podprzestrzeń, zawierającą wszystkie rozwiązania jednorodnego równania

liniowego, takiego, że: $J \cdot x = 0$ (gdzie x wyrażany jest przez dowolny wektor spełniający równanie). Nullspace rozpięta jest na rodzinie określonych wcześniej wektorów bazowych ε_i . Zbiór rozwiązań nullspace przedstawia równanie 13:

$$N = \{\vec{x} \in R^n : J\vec{x} = \mathbf{0}\} \quad (13)$$

Dla analizy EMG i wyznaczonych M-modes, formowane synergie stabilizują F_{TOT} w dwu-wymiarowej przestrzeni M-modes (wyznaczono dwa M-modes). Dla każdej wartości w wyznaczonych wcześniej cyklach pomiarowych, obliczono średnią wartość każdego z M-modes (ΔM), a następnie odjęto ją od wartości poszczególnych M-mode dla każdego cyklu (Równanie 14):

$$\Delta M_{demeaned} = M_{mode} - \Delta M \quad (14)$$

Pozbawione średniej wartości wektory $\Delta M_{demeaned}$ obliczono dla każdej z badanych osób. W kolejnym kroku analizy naniesiono uzyskane $\Delta M_{demeaned}$ na wskazane wyżej podprzestrzenie: UCM (Równanie 15) oraz ortogonalną w stosunku do niej ORT (Równanie 16):

$$f_{UCM} = \sum_{i=1}^{n-d} (\varepsilon_i^T \cdot \Delta M_{demeaned})^T \cdot \varepsilon_i^T \quad (15)$$

$$f_{ORT} = \Delta M_{demeaned} - (f_{UCM})^T \quad (16)$$

Następnie, obliczaną wariancję pomiędzy poszczególnymi cyklami wyznaczono za pomocą trzech wartości: V_{UCM} (Równanie 17), V_{ORT} (Równanie 18) oraz sumy wariancji - V_{TOT} (Równanie 19):

$$V_{UCM} = \sigma_{UCM}^2 = \frac{1}{(n-d)N_{trials}} \sum_{l=1}^N f_{UCM}^2 \quad (17)$$

$$V_{ORT} = \sigma_{ORT}^2 = \frac{1}{dN_{trials}} \sum_{l=1}^N f_{ORT}^2 \quad (18)$$

$$V_{TOT} = \sigma_{TOT}^2 = \frac{1}{(d+n)N_{trials}} \sum_{l=1}^N (\Delta M_{demeaned})^2 \quad (19)$$

Każda z wyznaczonych zmiennych została znormalizowana do odpowiedniej ilości stopni swobody zgodnie z wyznaczoną wcześniej podprzestrzenią, do której się odwołuje. W celu ilościowej oceny stabilizacji F_{TOT} przez M-modes, zastosowano wskaźnik synergii (ΔV), wykazujący różnicę pomiędzy wyznaczonymi wariancjami w podprzestrzeniach UCM i ORT (Równanie 20):

$$\Delta V = \left(\frac{V_{UCM} - V_{ORT}}{V_{TOT}} \right) \quad (20)$$

Przyjmowanie dodatnich wartości przez ΔV wskazuje formowanie synergii ($V_{UCM} > V_{ORT}$) stabilizujących F_{TOT} (Latash i wsp. 2001; Scholz i wsp. 2002; Danna Dos Santos i wsp. 2007). Dla dalszych analiz statystycznych, ΔV został zlogarytmizowany z wykorzystaniem transformacji Fischera (ΔV_z) (Solnik i wsp. 2013, 2020; Furmanek i wsp. 2017). W przypadku analizy na wyższym poziomie hierarchicznej kontroli-dla generowanych sił przez kończyny, zastosowano identyczną procedurę obliczeń. Bardziej szczegółowy opis wykonanych analiz UCM został przedstawiony we wcześniejszych publikacjach (Scholz i Schöner, 1999; Latash i wsp. 2001; Scholz i wsp. 2002; Krishnamoorthy i wsp. 2003).

3.5 Metody analizy statystycznej

W pierwszej kolejności zebrane dane pomiarowe zostały poddane kontroli wyników odstających. W tym celu zastosowano obustronny test Grubbsa, przy przyjętym poziomie istotności $\alpha=0.05$. Dla wszystkich danych pomiarowych, stwierdzono 2,4% wyników odstających, które zdecydowano się wykluczyć z dalszych analiz oraz zastąpiono je wartościami średnimi dla danej zmiennej. W kolejnym kroku dane pomiarowe zostały poddane obliczeniom wykorzystując podstawowe metody statystyki opisowej. Następnie dane zostały zweryfikowane w aspekcie normalności rozkładów testem Shapiro - Wilka oraz jednorodności wariancji testem Leven'a. Na podstawie przeprowadzonych testów, w kolejnych etapach analizy statystycznej wykorzystano odpowiednio testy parametryczne lub nieparametryczne. W celu zweryfikowania postawionych pytań oraz hipotez badawczych wykorzystano testy oparte na powtarzanych pomiarach. Ponadto, zweryfikowano założenie sferyczności wariancji, wykorzystując test Mauchley'a. W przypadku naruszenia założenia sferyczności, zastosowano poprawkę Greenhouse'a - Geissera. W celu oceny wpływu wysiłku fizycznego na badane zmienne wykorzystano jednoczynnikową ANOVA, natomiast dla określenia różnic pomiędzy różnymi typami wysiłków oraz pomiędzy warunkami ich wykonania, zastosowano dwuczynnikową analizę wariancji z powtarzanymi pomiarami (ANOVA 2x3). W celu ustalenia

różnic pomiędzy poszczególnymi pomiarami wykorzystano test post – hoc Bonferoniego. Wyniki analizy wariancji ANOVA przedstawiono graficznie w wykorzystaniem odchylenia standardowego na tle średnich arytmetycznych. W przypadku złamania założenia o homogeniczności wariancji, zamiast ANOVY zastosowano nieparametryczną analizę Friedmana (jako odpowiednika dla analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami) wraz z testem post-hoc Dunna z korektą Bonferoniego. W przypadku złamania założeń normalności rozkładu, zastosowano również test Wilcoxon (w przeciwieństwie do testu t) dla celów porównania kończyn. Wyniki powyższych nieparametrycznych analiz przedstawiono w postaci graficznej z wykorzystaniem górnych i dolnych kwartyli na tle wyznaczonych median. Dla każdej z wykonanych analiz obliczono wielkość efektu (zgodnie z McGraw i Wong 1992; Olejnik i Algina 2003; Lakens 2013). Wszystkie obliczenia wykonano wykorzystując oprogramowanie Statistica 13 w certyfikowanej Pracowni Biomechaniki, Katedry Motoryczności Człowieka Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach. Poziom istotności statystycznej przyjęto na poziomie $p < 0,05$. Wykazane istotne różnice statystyczne z wartością $p < 0,05$ przedstawiono na rycinach jedną „*”, z wartością $p < 0,01$ dwoma „**”, z wartością $p < 0,001$ trzema gwiazdkami. Wszystkie wybrane zmienne do analizy statystycznej zostały zaprezentowane wraz z ich krótką charakterystyką w tabeli 6.

Tabela 6. Zmienne wykorzystane w przeprowadzonej analizie statystycznej

Nr	Zmienna	Jednostka	Charakterystyka zmiennej
1.	RMS*	(%)	aktywność bioelektryczna mięśni, znormalizowana do wyniku testu MVC
2.	MNF*	(Hz)	średnia częstotliwość widma gęstości mocy sygnału EMG
3.	MDF*	(Hz)	mediana częstotliwości widma gęstości mocy sygnału EMG
4.	PKF*	(Hz)	częstotliwość widma gęstości mocy sygnału EMG z najwyższą wartością widma
5.	MNP*	-	średnia moc widma gęstości sygnału EMG
6.	Siła_DND	(%)	suma generowanych sił z obu kończyn
7.	Siła_D	(%)	generowana siła przez kończynę dominującą
8.	Siła_ND	(%)	generowana siła przez kończynę niedominującą

9.	Różnica_DND	(%)	różnica w poziomie generowanej siły pomiędzy kończynami
10.	Błąd_DND	(%)	błąd popełniony przez badanego, odległość od zadanego celu
11.	Borg_O	-	ocena ciężkości wysiłku całego ciała wg subiektywnego odczucia badanych
12.	Borg_R	-	ocena ciężkości wysiłku ramion wg subiektywnego odczucia badanych
13.	M-mode**	-	M-modes wyznaczone na podstawie analizy PCA
14.	V _{UCM}	-	wariancja wewnątrz podprzestrzeni UCM tzw. zmienność pozytywna
15.	V _{ORT}	-	wariancja wewnątrz podprzestrzeni ORT tzw. zmienność negatywna
16.	ΔV_z	-	zlogarytmizowany wskaźnik synergii motorycznych

*-zmienna obliczana dla każdego badanego mięśnia;

**-zmienna obliczana dla każdego z wyznaczonych M-mode

ROZDZIAŁ IV

WYNIKI BADAŃ

Z uwagi na wieloetapowość uzyskanych wyników, rozdział IV niniejszej dysertacji podzielono na trzy podrozdziały w oparciu o postawione pytania i hipotezy badawcze (każdy z nich przedstawia wyniki odpowiadające jednemu postawionemu pytaniu badawczemu, oraz weryfikuje odpowiadającą mu hipotezę badawczą). W pierwszej kolejności zaprezentowano wyniki analizy mającej na celu wskazanie minimalnej, niezbędnej ilości powtórzeń badanego zadania motorycznego w celu zastosowania analizy UCM.

W drugim podrozdziale przedstawiono wyniki wpływu wykonania wysiłku fizycznego na badane zadanie motoryczne oraz zweryfikowano występowanie różnic pomiędzy typem wykonywanego wysiłku (w warunkach statycznych i dynamicznych), a także pomiędzy warunkami jego wykonania (przez obie kończyny, kończynę dominującą i niedominującą). Analizę rozpoczęto od przedstawienia subiektywnych odczuć badanych w aspekcie ciężkości wykonywanych wysiłków w różnych warunkach. Następnie ocenie poddano generowane siły przez kończyny, a także aktywność bioelektryczną wybranych do analizy mięśni. Ponadto dokonano oceny wpływu wykonanych wysiłków nie tylko w dziedzinie czasu, a także w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG, wykorzystując transformację Fouriera. Całość analizy zamyka porównanie analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą, a kończyną niedominującą.

W trzecim podrozdziale zaprezentowano wyniki analizy wpływu wykonania wysiłku fizycznego na zmienność wykonania badanego zadania motorycznego, w aspekcie formowania synergii motorycznych. W pierwszej kolejności przedstawiono wyniki dla synergii B, bazujących na aktywności bioelektrycznej mięśni (M-modes). W dalszej kolejności zaprezentowano wyniki wpływu wykonania wysiłku na formowanie synergii C. Opierając się na hipotetycznej hierarchicznej kontroli synergii motorycznych - C, prezentację wyników rozpoczęto od wyższego piętra zakładanej kontroli-generowanych sił przez kończyny górne, a następnie dla niższego piętra kontroli - aktywności EMG analizowanych mięśni.

Szczegółowe wyniki wszystkich przeprowadzonych analiz statystycznych przedstawiono w aneksie, który jest umieszczony w końcowej części niniejszej rozprawy. Szczegółowe wyniki przeprowadzonych analiz przedstawiono w załącznikach 9-11 w tabelach 24-44 w aneksie.

4.1 Wyznaczenie niezbędnej ilości powtórzeń badanego zadania motorycznego w celu zastosowania analizy UCM

Celem powyższego etapu badań było wyznaczenie rzetelnej, minimalnej liczby niezbędnych powtórzeń badanego zadania motorycznego dla zastosowania analizy UCM (w oparciu o generowane siły przez kończyny górne). Przeprowadzona analiza rzetelności dla trzech badanych warunków tj. 15, 30 i 50% wartości uzyskanej w teście MVF wykazała podobną charakterystykę zachowania analizowanych zmiennych. Niezależnie od poziomu generowanej siły, wartość obliczonego współczynnika korelacji ICC wzrasta wraz z wykonaniem kolejnych powtórzeń zadania motorycznego. Przeprowadzony test F, wykazał, że pomimo wzrostu wartości ICC, dla wykazania minimalnej ilości powtórzeń, należy odrzucić pomiary dla trzech i czterech powtórzeń zadania. Podobnie dla wszystkich warunków badania, wraz z wykonaniem kolejnych powtórzeń wykazano wzrost wartości dolnej i górnej granicy CI. Ponadto im większa ilość wykonanych powtórzeń zadania, tym mniejsza wartość SEM oraz MDD.

Generowanie sił o intensywności 15% uzyskanego wyniku testu MVF

Analiza rzetelności dla V_{UCM} wykazała potrzebę zastosowania co najmniej czterech powtórzeń zadania, zapewniających co najmniej dobry poziom (95% CI:0.86-1.00), oraz osiemnastu dla doskonałego poziomu rzetelności (95% CI:0.91-1.00). Dla V_{ORT} , do uzyskania co najmniej dobrego poziomu rzetelności wystarcza wykonanie trzech powtórzeń (95% CI:0.81-1.00), natomiast do doskonałego poziomu-czternaście (95% CI:0.90-1.00). W przypadku ΔV_Z podobnie jak u V_{ORT} , trzy powtórzenia są wystarczające dla uzyskania co najmniej dobrego poziomu rzetelności (95% CI:0.86-1.00), oraz dziewięć dla doskonałego (95% CI:0.92-1.00). Szczegółowe wyniki analizy zostały zaprezentowane w aneksie, tabela 33.

Generowanie sił o intensywności 30% uzyskanego wyniku testu MVF

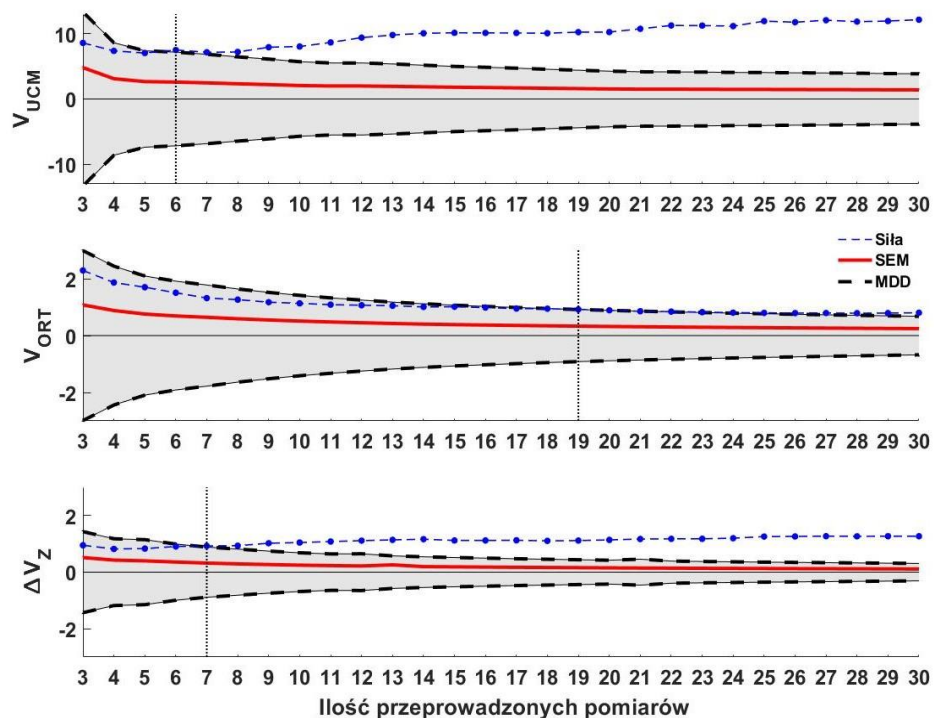
Dla drugiego warunku badania, V_{UCM} osiąga rzetelność pomiarową na co najmniej dobrym poziomie po wykonaniu siedmiu powtórzeń badanego zadania motorycznego (95% CI:0.76-0.99), natomiast doskonały poziom rzetelności zapewnia wykonanie jedenastu powtórzeń (95% CI:0.91-1.00). Dla V_{ORT} konieczne jest wykonanie co najmniej czterech powtórzeń dla dobrego poziomu rzetelności (95% CI:0.77-1.00) oraz dwudziestu-dwóch dla doskonałego (95% CI:0.90-1.00). Z kolei dla ΔV_Z dla uzyskania dobrego poziomu rzetelności potrzeba trzynastu powtórzeń (95% CI:0.77-1.00), dla doskonałego dwadzieścia - jeden (95% CI:0.91-1.00). Szczegółowe wyniki analizy zostały zaprezentowane w aneksie, tabela 34.

Generowanie sił o intensywności 50% uzyskanego wyniku testu MVF

Dla trzeciego warunku, V_{UCM} wymaga wykonania siedmiu powtórzeń badanego zadania motorycznego dla co najmniej dobrego poziomu rzetelności (95% CI:0.82-1.00), a dziesięciu dla doskonałego (95% CI:0.90-1.00). Dla co najmniej dobrego poziomu rzetelności V_{ORT} potrzeba minimum czterech powtórzeń (95% CI:0.80-1.00), natomiast doskonały poziom zapewnia wykonanie dwudziestu (95% CI:0.90-1.00). Dla ΔV_Z niezbędne jest wykonanie dziewięciu powtórzeń, aby zapewnić co najmniej dobry poziom rzetelności (95% CI:0.76-1.00), oraz dwudziestu-dziewięciu dla uzyskania doskonałego poziomu (95% CI:0.90-1.00). Szczegółowe wyniki analizy zostały zaprezentowane w aneksie, tabela 35.

Analiza z wykorzystaniem Minimalnej Wykrywalnej Różnicy Pomiarowej (MDD)

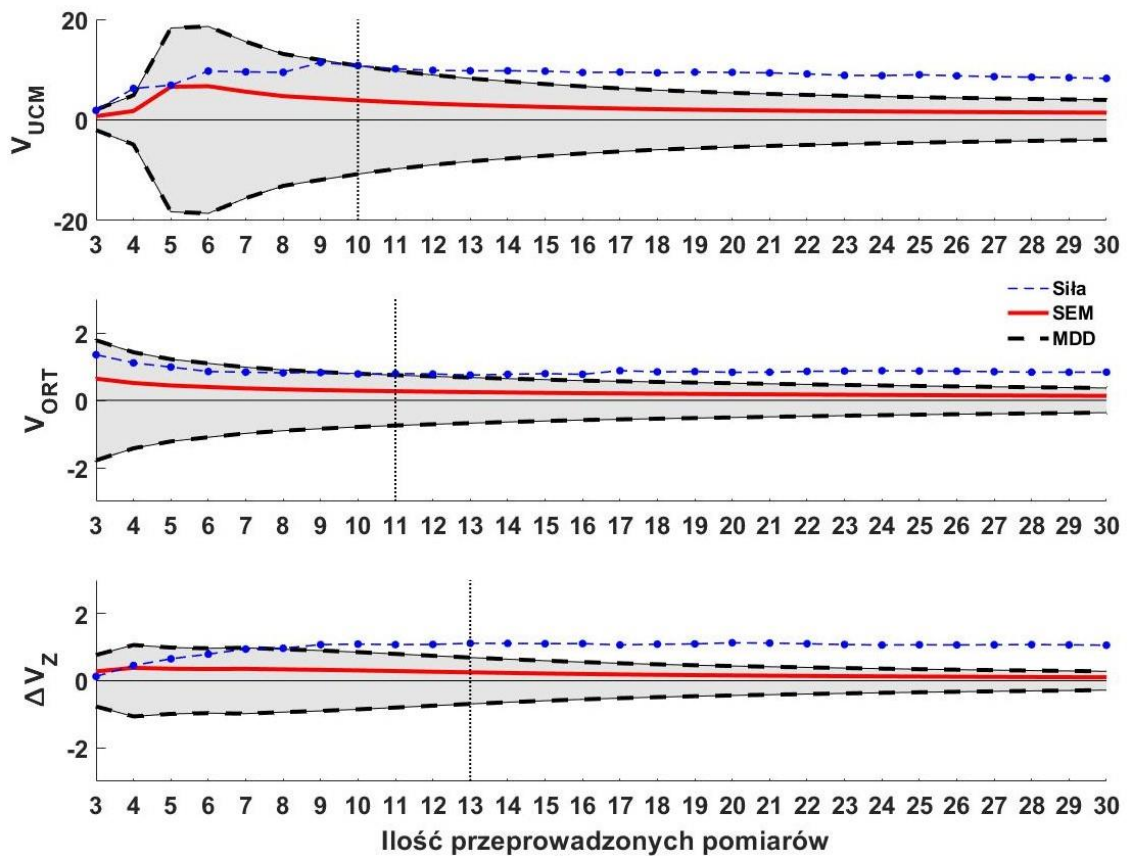
Przeprowadzenie analizy z wykorzystaniem MDD pozwoliło na zweryfikowanie wcześniej wyznaczonych ilości powtórzeń pomiarowych dla każdego z warunków, względem pojawiającego się błędu pomiarowego. Dla pierwszego warunku (15% MVF) analiza rzetelności bazująca na wartościach współczynnika ICC oraz dolnej granicy CI pozwoliła wyznaczyć liczbę powtórzeń dla: V_{UCM} - 4, V_{ORT} - 3, ΔV_Z - 3. Dla każdej ze zmiennych wskazana liczba powtórzeń okazała się niewystarczająca z uwagi na występującą MDD (Ryc. 41).



Ryc. 41 Wyniki analizy rzetelności wraz z MDD dla warunku 15% MVF. Obszar zaznaczony szarym kolorem wskazuje miejsce, gdzie wartość popelnionego błędu jest większa niż zmienność mierzonej zmiennej - siły. Pionowe kropkowane linie oznaczają minimalną niezbędną liczbę powtórzeń zapewniających uzyskanie rzetelnych danych

W związku z powyższym dla warunku 15% MVF wyznaczono minimalną, rzetelną liczbę niezbędnych powtórzeń pomiarowych dla: V_{UCM} -6 (95% CI:0.86-1.00), V_{ORT} -19 (95% CI:0.92-1.00), ΔV_Z -7 (95% CI:0.89-1.00).

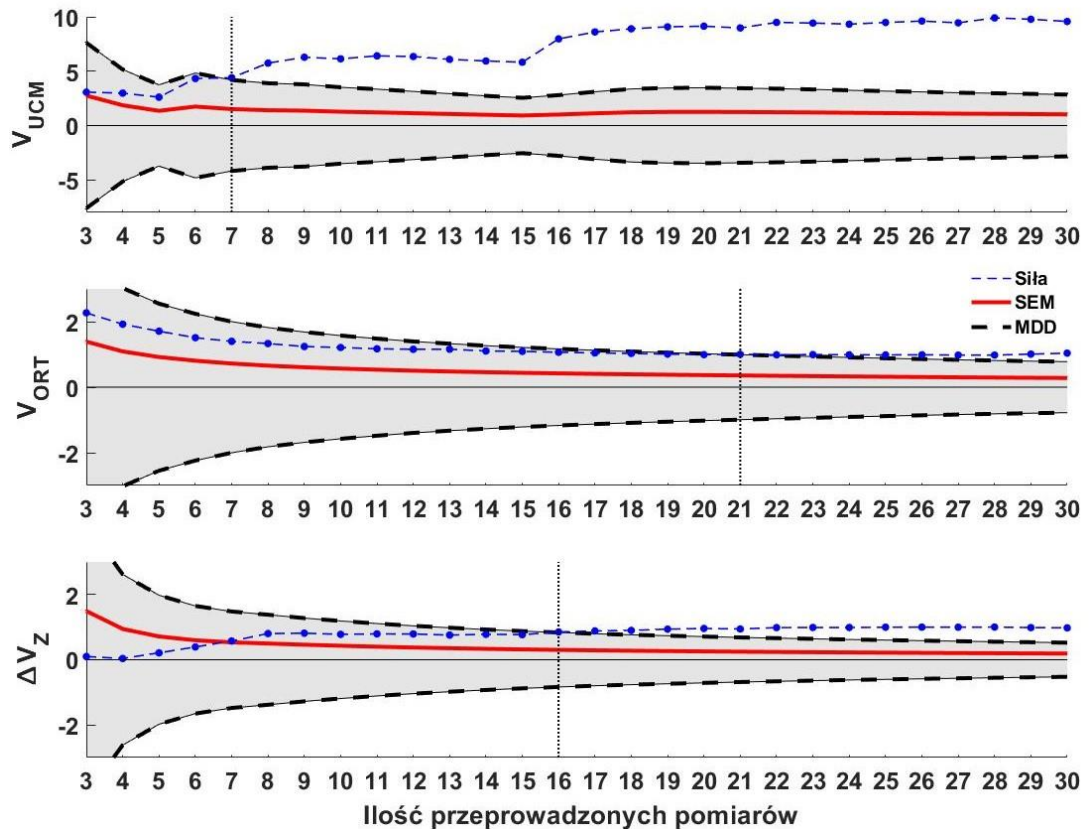
Dla drugiego warunku (30% MVF), wyznaczona wcześniej liczba powtórzeń wynosi odpowiednio: V_{UCM} - 7, V_{ORT} - 4, ΔV_Z - 13. Analiza MDD wykazała, że tylko dla wskaźnika synergii liczba powtórzeń została wyznaczona prawidłowo, natomiast zarówno dla zmienności pozytywnej i negatywnej wyznaczona liczba powtórzeń została zmodyfikowana na: V_{UCM} - 10 (95% CI:0.89-1.00) oraz V_{ORT} - 11 (95% CI:0.85-1.00) (Ryc.42).



Ryc. 42 Wyniki analizy rzetelności wraz z MDD dla warunku 30% MVC. Obszar zaznaczony szarym kolorem wskazuje miejsce, gdzie wartość popelnionego błędu jest większa niż zmienność mierzonej zmiennej - siły. Pionowe kropkowane linie oznaczają minimalną niezbędną liczbę powtórzeń zapewniających uzyskanie rzetelnych danych

Dla trzeciego warunku (50% MVF) wyznaczona wcześniej liczba powtórzeń wynosi odpowiednio: V_{UCM} -7, V_{ORT} -4, ΔV_Z -9. Ponownie analiza MDD wykazała, że tylko dla V_{UCM} liczba powtórzeń została wyznaczona prawidłowo, natomiast dla pozostałych zmiennych liczba powtórzeń została zmodyfikowana: V_{ORT} - 21 (95% CI:0.90-1.00) oraz ΔV_Z - 16

(95% CI:0.84-1.00) (Ryc.43). Aby zapewnić rzetelność pomiarową na co najmniej dobrym poziomie, należy wykonać co najmniej dziesięć powtórzeń pomiarowych dla V_{UCM} , jednaście dla V_{ORT} oraz trzynaście dla ΔV_Z .

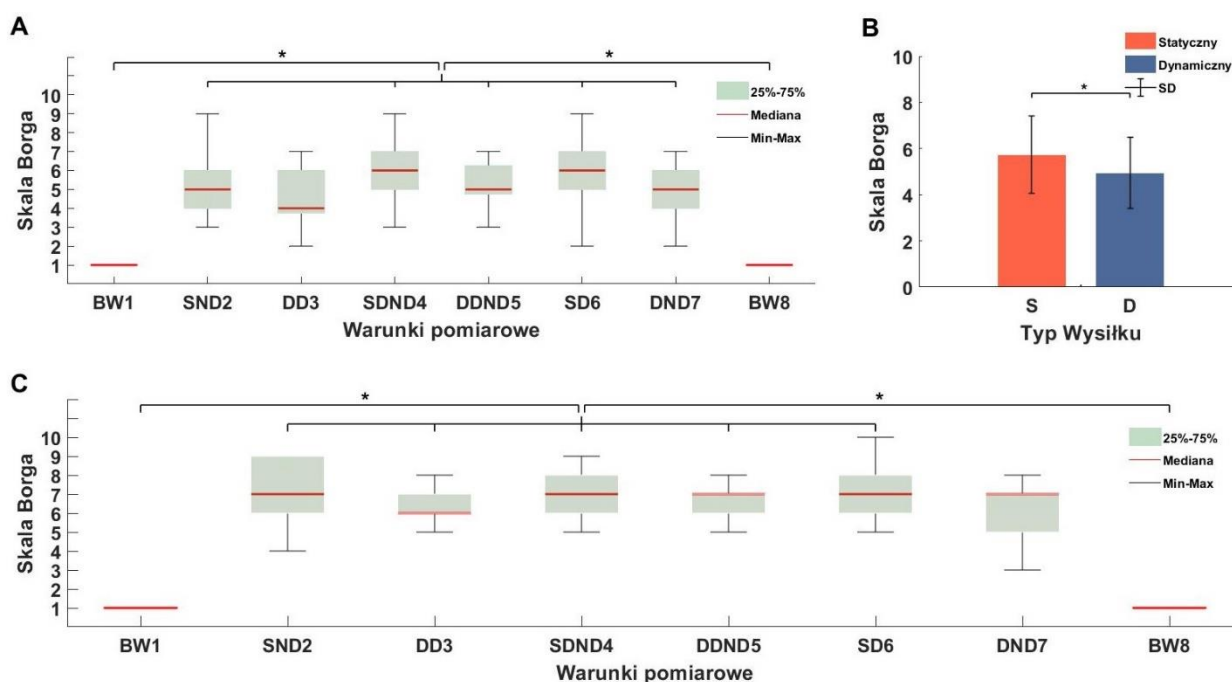


Ryc. 43 Wyniki analizy rzetelności wraz z MDD dla warunku 50% MVC. Obszar zaznaczony szarym kolorem wskazuje miejsce, gdzie wartość popełnionego błędu jest większa niż zmienność mierzonej zmiennej - siły. Pionowe kropkowane linie oznaczają minimalną niezbędną liczbę powtórzeń zapewniających uzyskanie rzetelnych danych

Na podstawie uzyskanych wyników analizy rzetelności, do III etapu badań wybrano intensywność generowanej siły przez kończyny górne na poziomie 30% testu MVF. Aby zapewnić rzetelność pomiarową na co najmniej dobrym poziomie, należy wykonać co najmniej dziesięć powtórzeń pomiarowych dla V_{UCM} , jednaście dla V_{ORT} oraz trzynaście dla ΔV_Z . Z uwagi na metodologię obliczania wskaźnika synergii, do badań właściwych nad wpływem wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych, zdecydowano się na stworzenie procedury pomiarowej składającej się łącznie z piętnastu powtórzeń pomiarowych (trzynastu wyznaczonych w II etapie badań na poziomie generowanej siły 30% MVF oraz dwóch powtórzeń nadmiarowych, podwyższających uzyskany poziom rzetelności do wartości: V_{UCM} : ICC=0.97 (95% CI:0.95-1.00), V_{ORT} : ICC=0.93 (95% CI:0.87-1.00), ΔV_Z : ICC=0.91 (95% CI:0.82-1.00).

4.2 Wpływ wysiłku fizycznego na wykonanie badanego zadania motorycznego

Prezentacje wyników badań właściwych rozpoczęto od przedstawienia subiektywnych odczuć badanych po wykonaniu każdego z wykonanych wysiłków. Dokonano analizy subiektywnego odczucia ciężkości wysiłku całego ciała (*Borg_O*) oraz kończyn górnych (*Borg_R*). Zaobserwowano istotny wpływ wykonania każdego z wysiłków dla *Borg_O* ($\chi^2=62.807$, $p<0.000$, $W=0.69$) (*Ryc. 44, panel A*), za wyjątkiem wysiłku wykonanego w warunkach dynamicznych przez kończynę dominującą. Ponadto, w odczuciu badanych, wysiłki w warunkach statycznych okazały się cięższe od wysiłków w warunkach dynamicznych ($F_{(1,12)}=5.72$, $p=0.034$, $\omega^2=0.252$) (*Ryc. 44, panel B*). Nie wykazano istotnych różnic pomiędzy warunkami wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn (dominująca, niedominująca oraz obie kończyny).



Ryc. 44 Subiektywna ocena ciężkości wykonywanego wysiłku przez badanych wyrażona w dziesięciostopniowej skali Borga. **A** - *Borg_O*; **B** - *Borg_O*, a typ wysiłku; **C** - *Borg_R*

Dla *Borg_R* wykazano podobne wyniki. Zaobserwowano istotny wpływ wykonania każdego z wysiłków ($\chi^2=59.672$, $p<0.000$, $W=0.656$) za wyjątkiem wysiłku w warunkach dynamicznych wykonywanego przez kończynę niedominującą (*Ryc. 44, panel C*). Nie wykazano istotnych różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn górnych.

4.2.1 Wpływ wysiłku fizycznego na generowane siły przez kończyny górne

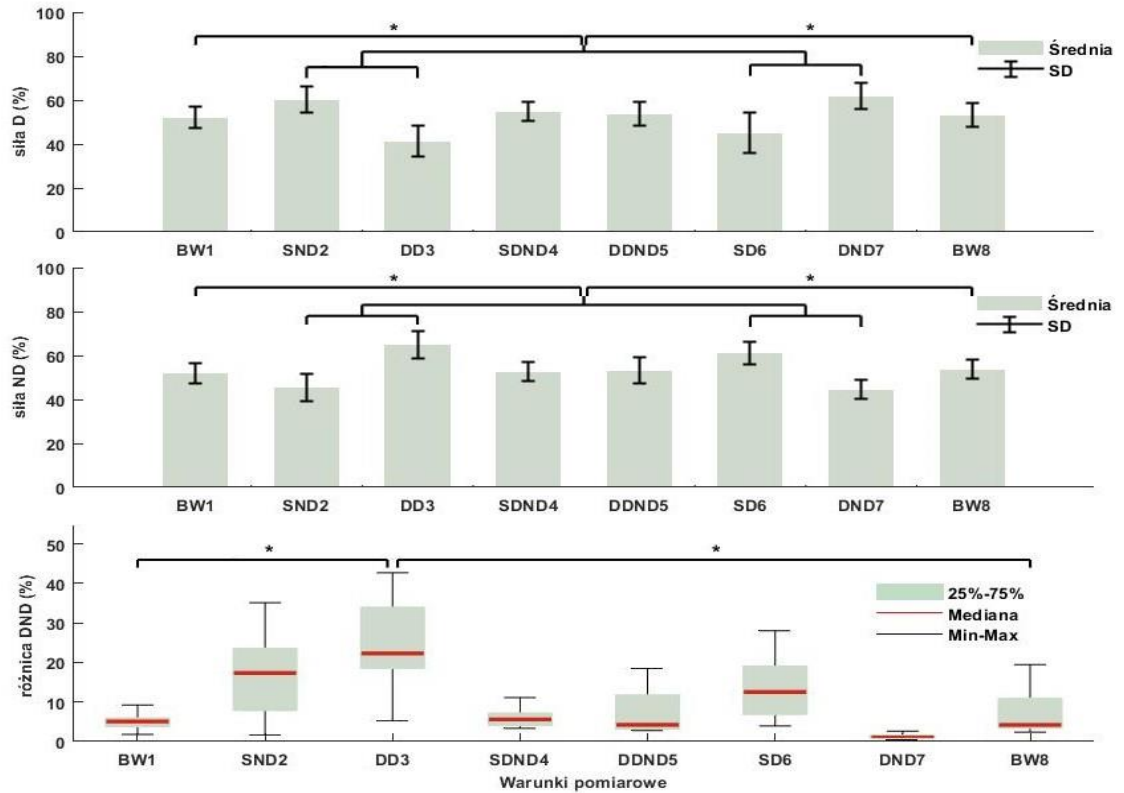
W aspekcie generowania sił przez kończyny górne zbadano efekty wykonania wysiłku fizycznego dla pięciu zmiennych zależnych: generowanej siły obu kończyn (*siła_DND*), kończyny dominującej (*siła_D*), kończyny niedominującej (*siła_ND*), różnicy sił między kończynami (*różnica_DND*) oraz popełnionego błędu przez osoby badane (*błąd_DND*). Wyniki efektów głównych analiz zaprezentowano w tabeli 7.

Tabela 7. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących generowania sił przez kończyny górne

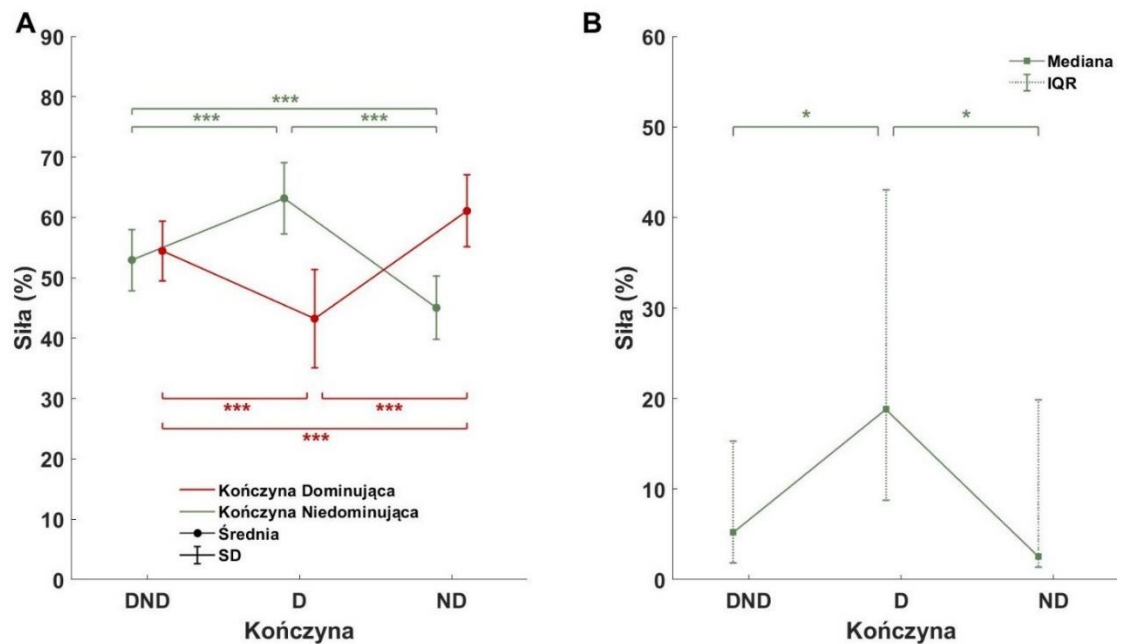
Zmienna*	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków			
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)	Rycina
siła_DND	NS	NS	NS	NS	-
siła_D	$F_{(7,84)}=29.633$ $p<0.000$ $\omega^2=0.685$	NS	$F_{(2,24)}=82.899$ $p<0.000$ $\omega^2=0.858$	NS	45,46
siła_ND	$F_{(3,99,47,90)}=42.664$ $p<0.000$ $\omega^2=0.760$	NS	$F_{(2,24)}=104.43$ $p<0.000$ $\omega^2=0.884$	NS	45,46
różnica_DND	$X^2=51.641$ $p<0.000$ $W=0.567$	NS	$X^2=13.154$ $p=0.001$ $W=0.253$	-	45,46
błąd_DND	NS	NS	NS	NS	-

NS–wynik nie istotny statystycznie; *-wszystkie zmienne zostały wyrażone w (%); ω^2, W –wielkość efektu;

Istotny wpływ wysiłku fizycznego wykazano dla siły_D, siły_ND oraz różnicy_DND (Tab. 7). Wykazano istotny spadek generowanych sił (Ryc. 45) przez kończyny poddane wysiłkom (w warunkach DD3 ($p<0.000$) i SD6 ($p<0.006$) dla siły_D oraz SND2 ($p<0.001$) i DND7 ($p<0.000$) dla siły_ND), a także istotny wzrost wartości generowanych sił przez kończyny nie poddane wysiłkom (w warunkach SND2 ($p<0.007$) i DND7 ($p<0.000$) dla siły_D oraz DD3 ($p<0.000$) i SD6 ($p<0.000$) dla siły_ND). Nie stwierdzono istotnych różnic dla warunków, gdzie wysiłki były wykonywały przez obie kończyny górne. Ponadto, zaobserwowano istotny wzrost dla różnicy_DND po wykonaniu wysiłku kończyną dominującą w warunkach dynamicznych ($p<0.05$). Podobnie, dla wyżej analizowanych zmiennych dowiedziono istotnych różnic pomiędzy warunkami wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn górnych (Tab. 7). Dla siły_D wykazano istotny spadek generowanej siły, po wykonaniu wysiłków kończyną dominującą oraz istotny wzrost generowanej siły po wykonaniu wysiłków kończyną niedominującą, względem wykonanych wysiłków przez obie kończyny (Ryc. 46, panel A).



Ryc. 45 Analiza wpływu wysiłku fizycznego na generowane siły przez kończyny górne



Ryc. 46 Analiza porównawcza warunków wykonania wysiłków dla sił (DND-obie kończyny, D-kończyna dominująca, ND-kończyna niedominująca).

A- siła kończyny dominującej i niedominującej,

B- różnica pomiędzy generowanymi siłami przez kończyny

Podobne wyniki zaobserwowano dla siły_ND, z tym że wzrost wartości generowanej siły nastąpił po wykonaniu wysiłków kończyną dominującą, natomiast jej spadek wystąpił po wykonaniu wysiłków kończyną niedominującą (*Ryc. 46, panel A*). Dla obu analizowanych zmiennych wykazano również istotne różnice pomiędzy wykonywanymi wysiłkami przez kończyną dominującą i niedominującą, zgodne z powyższą charakterystyką zmian. Wszystkie wskazane powyżej istotne zmiany osiągnęły $p < 0.001$. Ponadto wykazano również istotny wzrost dla różnicy_DND po wykonaniu wysiłków kończyną dominującą względem pozostałych warunków ($p < 0.05$) (*Ryc. 46, panel B*) oraz istotnie większą różnicę_DND po wykonaniu wysiłku w warunkach statycznych względem dynamicznych dla kończyny niedominującej ($p < 0.05$). Oprócz wskazanej zmiany, analiza w zakresie typów zastosowanych w badaniach wysiłków wykazała brak istotnych zmian pomiędzy wysiłkami przeprowadzonymi w warunkach statycznych względem dynamicznych dla pozostałych zmiennych związanych z generowaniem sił przez kończyny górne. Nie wykazano także istotnych różnic dla siły_DND oraz błędu_DND w ramach przeprowadzonych analiz.

4.2.2 Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni-EMG

Kolejnym etapem analizy wyników było zbadanie wpływu wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną zaangażowanych mięśni (sygnał RMS EMG). Do analizy wybrano łącznie 10 mięśni (po pięć mięśni z kończyny dominującej (*D*) i niedominującej (*ND*): biceps brachii (*BB*), brachialis (*BR*), brachioradialis (*BRD*), flexor carpi radialis (*FCR*), flexor carpi ulnaris (*FCU*)). Wyniki efektów głównych przeprowadzonych analiz przedstawiono w tabeli 8. Stwierdzono istotny wpływ wysiłku fizycznego na RMS EMG, dla każdego z analizowanych mięśni. Dla aktywności bioelektrycznej badanych mięśni kończyny dominującej wykazano zbliżone efekty wykonania wysiłku fizycznego zarówno dla zginaczy stawu łokciowego jak i stawu promieniowo-nadgarstkowego. Dla *BB_D*, *BR_D* oraz *BRD_D* stwierdzono istotny wpływ wykonania wysiłków w warunkach gdzie zaangażowane w wysiłek były obie kończyny górne (RMS EMG uległo wzrostowi) (*Ryc. 47, panel b, d, f*). Dla *FCR_D* i *FCU_D* stwierdzono istotny wzrost RMS EMG dla wysiłków wykonywanych obiema kończynami oraz kończyną dominującą w warunkach statycznych (*Ryc. 47, panel h, j*). W przeciwieństwie do kończyny dominującej, aktywność mięśniowa zginaczy stawu łokciowego kończyny niedominującej uległa istotnym zmianom po wykonaniu niemal każdego z wysiłków. Dla *BB_ND* wykazano istotny wzrost RMS EMG po wykonaniu wysiłków obiema kończynami oraz dla wysiłków w warunkach dynamicznych (kończyna dominująca i niedominująca) (*Ryc. 47, panel a*). Aktywność bioelektryczna *BR_ND* istotnie wzrosła we

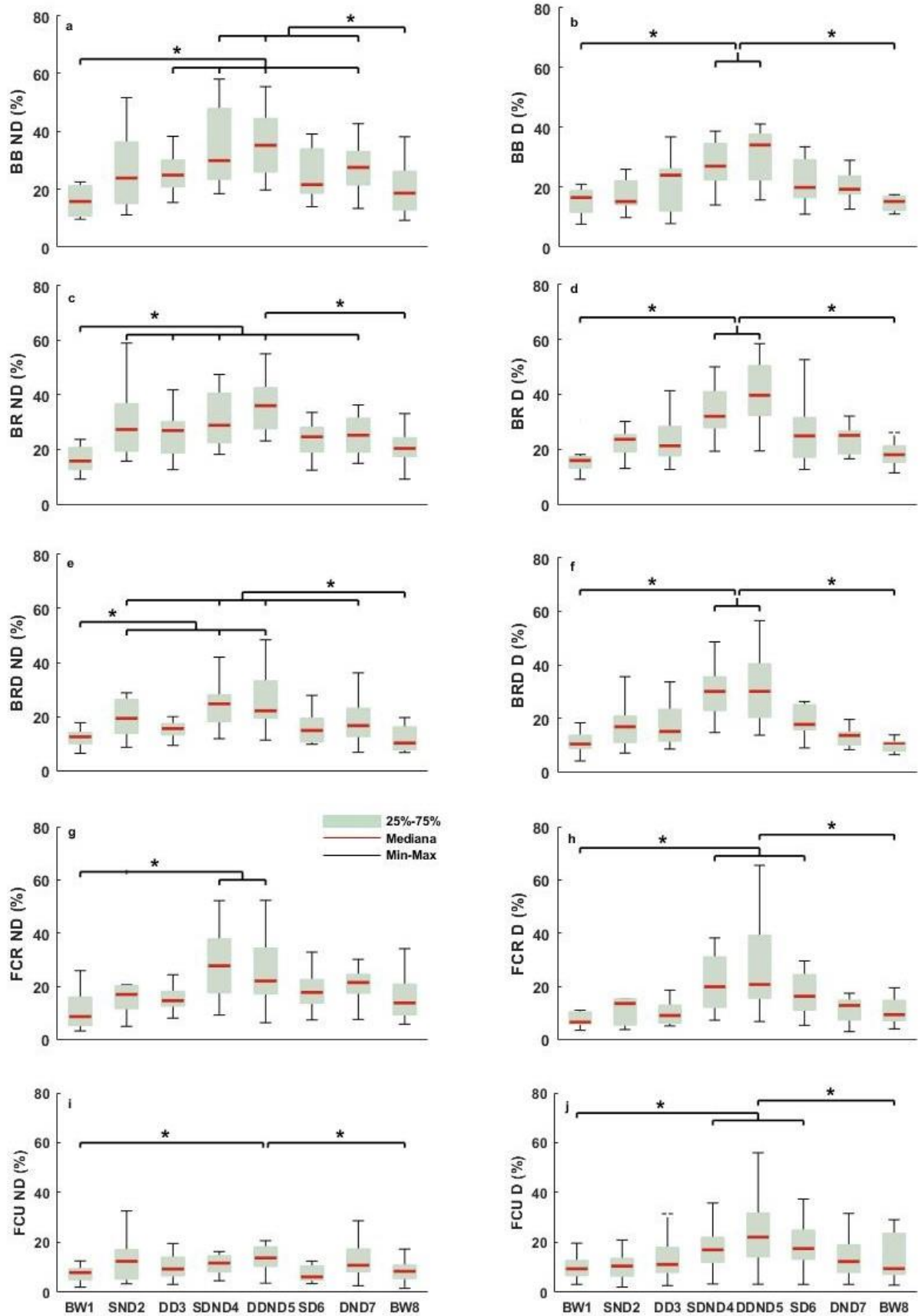
wszystkich badanych warunkach z wyłączeniem wysiłku kończyny dominującej w warunkach statycznych (Ryc. 47, panel c). Dla BRD_ND istotny wzrost RMS EMG zaobserwowano po wykonaniu wysiłków obiema kończynami oraz kończyną niedominującą-niezależnie od typu wysiłku (Ryc. 47, panel e). Dla zginaczy stawu promieniowo-nadgarstkowego wykazano również istotny wzrost aktywności bioelektrycznej EMG, dla FCR_ND po wykonaniu wysiłków obiema kończynami (Ryc. 47, panel g) oraz dla FCU_ND po wykonaniu wysiłków obiema kończynami w warunkach dynamicznych (Ryc. 47, panel i).

W kolejnym kroku analizy, sprawdzono czy typ wysiłku (warunki statyczne/dynamiczne) oraz warunki jego wykonania (obie kończyny, kończyna dominująca, kończyna niedominująca) w istotnie różny sposób wpłynęły na RMS EMG (Ryc. 48).

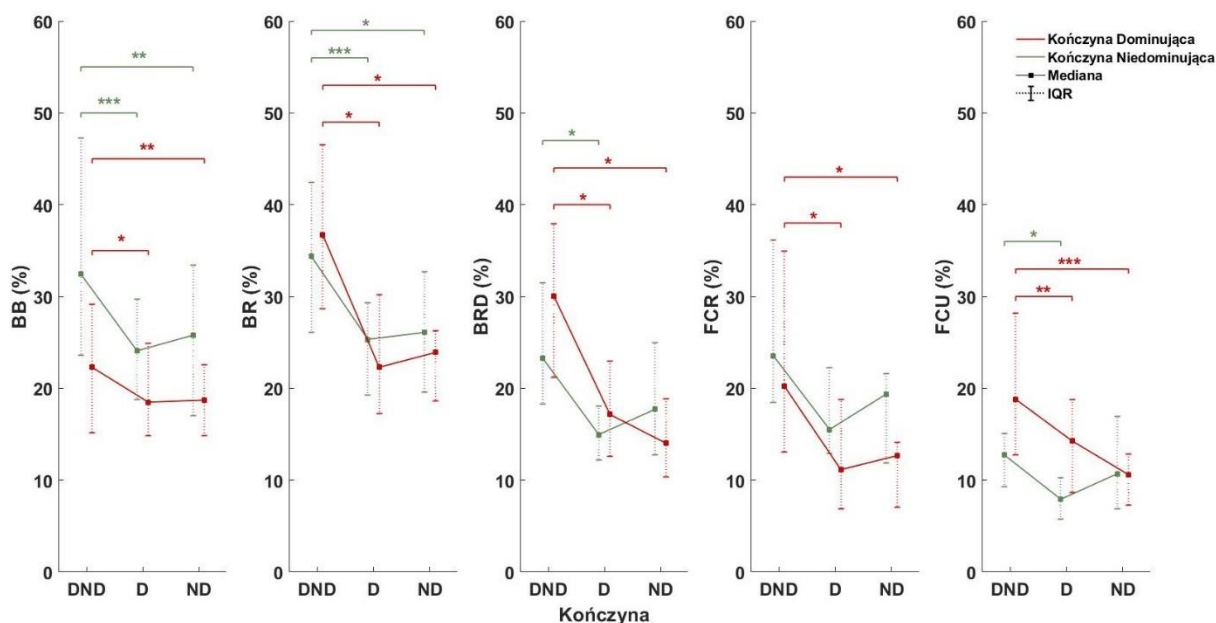
Tabela 8. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących bioelektrycznej aktywności mięśniowej (RMS EMG)

Zmienna (RMS EMG)	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków			Rycina
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)	
BB_D	X ² =40.923 p<0.000 W=0.445	F _(1,12) =13.801 p=0.003 ω ² =0.478	F _(2,24) =7.124 p=0.004 ω ² =0.312	F _(2,24) =18.235 p<0.000 ω ² =0.561	47,48,49
BR_D	X ² =44.436 p<0.000 W=0.488	NS	X ² =21.769 p<0.000 W=0.419	-	47,48
BRD_D	X ² =53.974 p<0.000 W=0.593	NS	X ² =24.308 p<0.000 W=0.467	-	47,48
FCR_D	X ² =43.769 p<0.000 W=0.481	NS	X ² =23.154 p<0.000 W=0.445	-	47,48
FCU_D	X ² =39.077 p<0.000 W=0.429	NS	F _(2,24) =15.616 p<0.000 ω ² =0.52	F _(2,24) =5.535 p=0.011 ω ² =0.251	47,48,49
BB_ND	X ² =49.231 p<0.000 W=0.541	NS	F _(2,24) =10.165 p=0.001 ω ² =0.404	NS	47,48
BR_ND	X ² =41.051 p<0.000 W=0.451	NS	F _(2,24) =9.902 p=0.001 ω ² =0.397	NS	47,48
BRD_ND	X ² =45.051 p<0.000 W=0.495	NS	X ² =18.53 p<0.000 W=0.357	-	47,48
FCR_ND	X ² =27.692 p<0.000 W=0.304	NS	NS	-	47
FCU_ND	X ² =34.282 p<0.000 W=0.377	Z=2.344 p=0.019 r=0.650	X ² =15.308 p<0.000 W=0.294	-	48,49

NS–wynik nie istotny statystycznie; D–kończyna dominująca;
ND–kończyna niedominująca; ω², W, r–wielkość efektu;

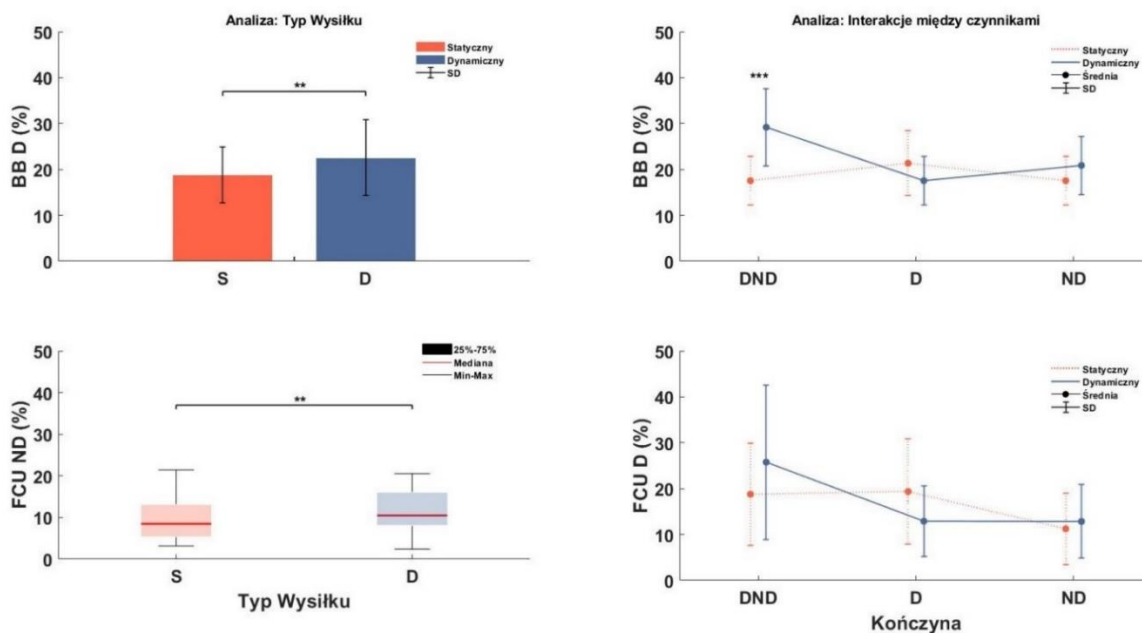


Ryc. 47 Analiza wpływu wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni
(D-kończyna dominująca; ND-kończyna nie dominująca)

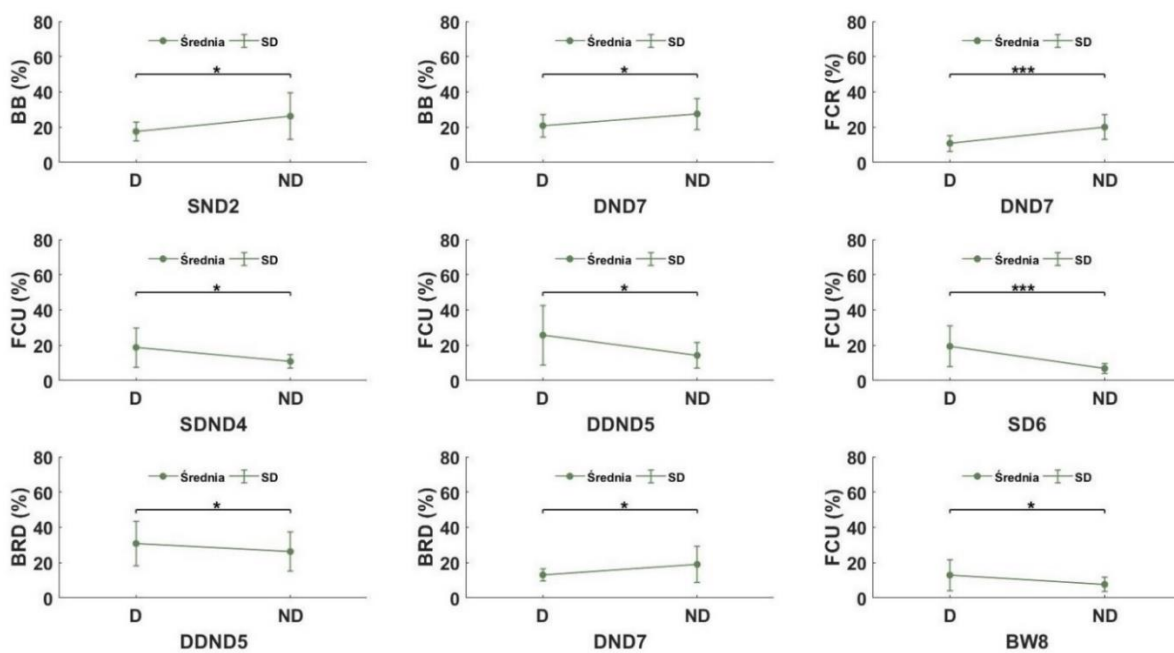


Ryc. 48 Analiza porównawcza warunków wykonania wysiłków dla RMS EMG (DND - obie kończyny, D - kończyna dominująca, ND - kończyna niedominująca, Me - mediana, IQR - rozstęp kwartyłowy)

Niemal dla wszystkich analizowanych mięśni zaobserwowano istotne różnice dla RMS EMG pomiędzy warunkami wykonania wysiłku względem zaangażowanych kończyn górnych (jedynie dla FCR ND nie stwierdzono istotnych zmian). Dla kończyny dominującej wykazano istotne różnice pomiędzy warunkami, gdzie wykonywano wysiłki obustronnie, w stosunku do wysiłków wykonywanych jednostronnie dla wszystkich analizowanych mięśni. Podobne zależności wykazano również dla dwóch mięśni kończyny niedominującej: BB i BR. Dla BRD i FCU kończyny niedominującej stwierdzono istotne różnice jedynie pomiędzy wysiłkami wykonywanymi przez obie kończyny, a kończynę dominującą. Następnie sprawdzono występowanie różnic dla typów podejmowanych wysiłków. Jedynie dla dwóch mięśni (BB_D ($p < 0.001$) oraz FCU_ND ($p < 0.05$)) stwierdzono istotne różnice pomiędzy wykonaniem wysiłków w warunkach statycznych, a dynamicznych (Ryc. 49). W obu przypadkach wysiłki wykonane w warunkach dynamicznych spowodowały istotny wzrost RMS EMG. Ponadto dla BB_D i FCU_D wykazano istotną interakcję pomiędzy badanymi czynnikami. Zmiana warunków wykonania wysiłków: z obu zaangażowanych kończyn na kończynę dominującą spowodowała istotny wzrost RMS EMG dla wysiłków wykonywanych w warunkach statycznych, odwrotnie względem pozostałych warunków (DND, ND), gdzie wykonanie wysiłków dynamicznych powodowało uzyskiwanie większych wartości RMS EMG. Wykazano również istotny wzrost RMS EMG dla BB_D dla wykonanego wysiłku przez obie kończyny w warunkach dynamicznych, w stosunku do warunków statycznych ($p < 0.001$).



Ryc. 49 Analiza różnic dla typów podejmowanych wysiłków oraz interakcji pomiędzy typami, a warunkami wykonania wysiłków.



Ryc. 50 Porównanie sygnału RMS dla poszczególnych mięśni obu kończyn

W ostatnim kroku analizy bioelektrycznej aktywności mięśni, dokonano porównania sygnału RMS EMG dla poszczególnych mięśni, pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą podczas wszystkich ośmiu warunków pomiarowych (Ryc. 50). Wykazano istotny wzrost RMS EMG dla BB_ND w warunkach SND2 ($t_{(12)} = -2.235$, $p = 0.045$, $d = 0.903$) i DND7 ($t_{(12)} = -2.235$, $p = 0.045$, $d = 0.903$), dla FCR_ND w warunku DND7 ($t_{(12)} = -4.564$, $p = 0.001$, $d = 1.636$), dla FCU_D w warunkach SDND4 ($t_{(12)} = 2.867$, $p = 0.014$,

$d=0.991$), DDND5 ($t_{(12)}=2.518$, $p=0.027$, $d=0.921$), SD6 ($t_{(12)}=2.518$, $p=0.027$, $d=1.558$) i BW8 ($t_{(12)}=2.385$, $p=0.034$, $d=0.810$) oraz dla BRD_D w DDND5 ($t_{(12)}=2.818$, $p=0.016$, $d=0.398$) i BRD_ND w DND7 ($t_{(12)}=-2.29$, $p=0.041$, $d=0.813$).

4.2.3 Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG

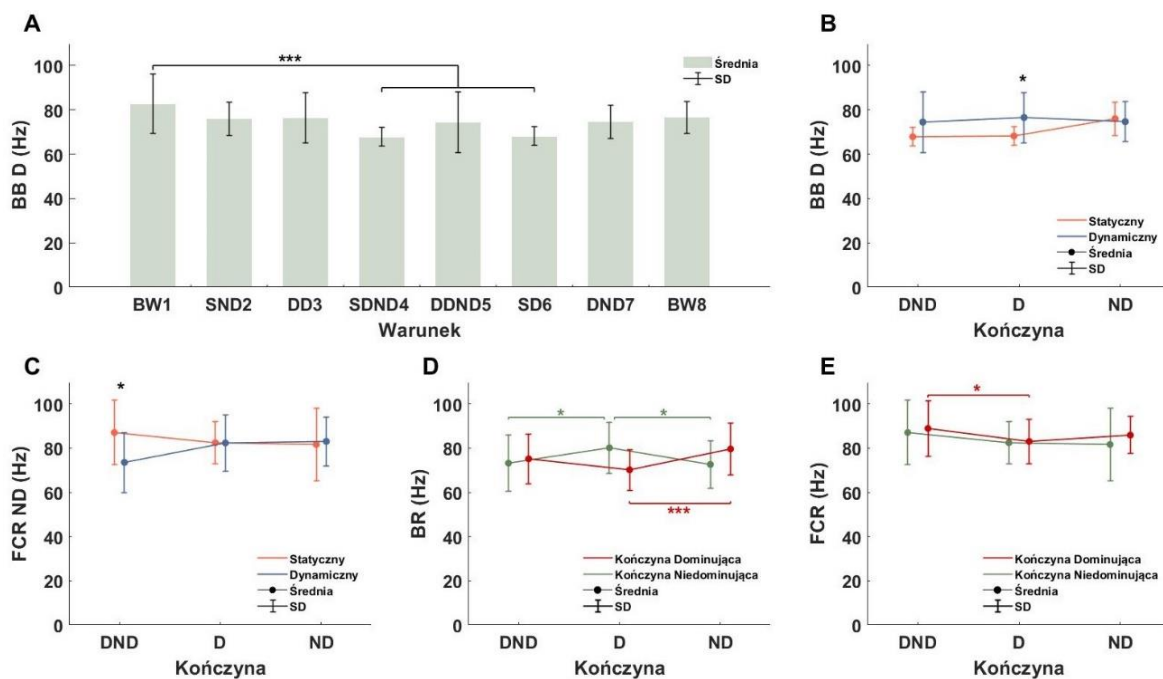
Obok zaprezentowanej wyżej analizy wpływu wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni w dziedzinie czasu, przeprowadzono również analizę wpływu wysiłku fizycznego w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG. Do analizy statystycznej wybrano cztery zmienne: średnią (*MNF*), medianę (*MDF*), wartość maksymalną (*PKF*) uzyskanej częstotliwości oraz średnią moc widma (*MNP*) gęstości mocy sygnału EMG.

Dla *MNF*, wykazano istotny wpływ wysiłku fizycznego jedynie dla BB_D. Niemniej jednak zaobserwowano istotne różnice pomiędzy warunkami wykonania zadania dla BR_D, FCR_D oraz BR_ND. Dla BB_D i FCR_ND stwierdzono również istotne interakcje pomiędzy badanymi czynnikami. Wyniki analizy zaprezentowano w tabeli 9.

Tabela 9. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących bioelektrycznej aktywności mięśniowej w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (*MNF*)

Zmienna	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków			
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)	Rycina 51
BB_D	$F_{(7,84)}=5.454$ $p<0.000$ $\omega^2=0.253$	NS	NS	$F_{(2,24)}=4.486$ $p=0.022$ $\omega^2=0.205$	A,B
BR_D	NS	NS	$F_{(2,24)}=10.318$ $p=0.001$ $\omega^2=0.408$	NS	D
BRD_D	NS	NS	NS	NS	-
FCR_D	NS	NS	$F_{(2,24)}=3.735$ $p=0.039$ $\omega^2=0.168$	NS	E
FCU_D	NS	NS	NS	NS	-
BB_ND	NS	NS	NS	NS	-
BR_ND	NS	NS	$F_{(2,24)}=5.144$ $p=0.014$ $\omega^2=0.235$	NS	D
BRD_ND	NS	NS	NS	NS	-
FCR_ND	NS	NS	NS	$F_{(2,24)}=4.973$ $p=0.016$ $\omega^2=0.227$	C
FCU_ND	NS	NS	NS	NS	-

NS–wynik nie istotny statystycznie; D–kończyna dominująca;
ND–kończyna niedominująca; ω^2 –wielkość efektu;

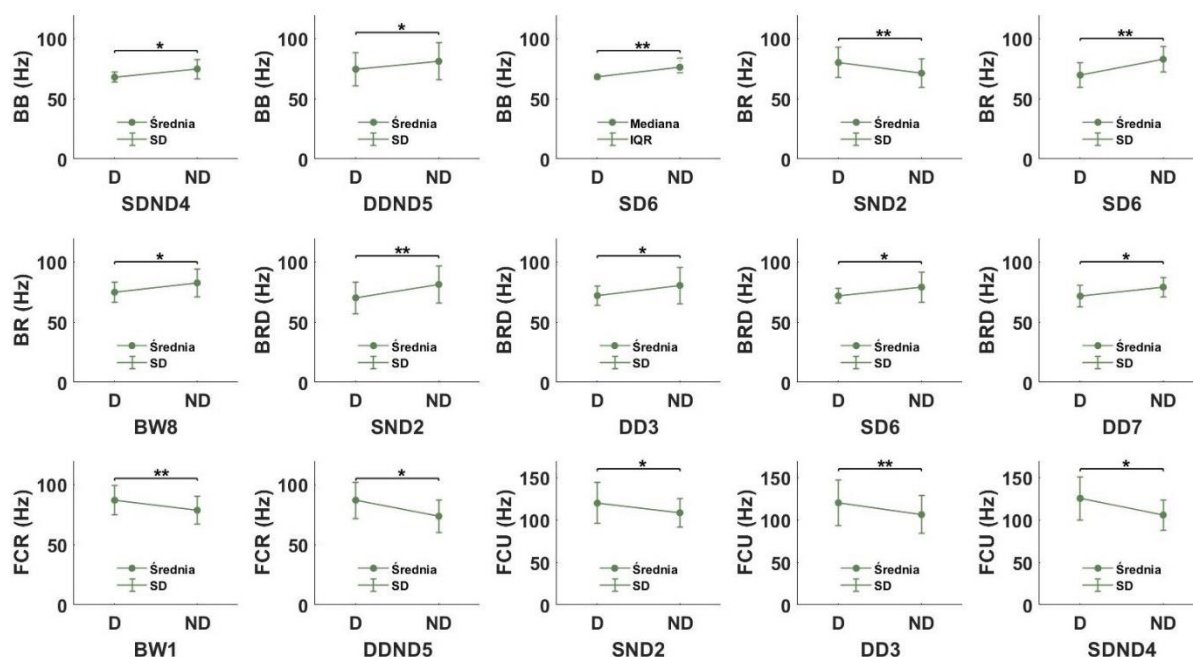


Ryc. 51 Analiza uzyskanej MNF sygnału EMG

A - wpływ wysiłku dla BB_D, **B** - interakcja pomiędzy czynnikami dla BB_D, **C** - interakcja pomiędzy czynnikami dla FCR_ND, **D** - analiza warunków wykonania wysiłków dla BR, **E** - analiza warunków wykonania wysiłków dla FCR

Dla BB_D stwierdzono istotny wzrost MNF dla wysiłków wykonywanych w warunkach statycznych obiema kończynami ($p < 0.000$) oraz kończyną dominującą ($p < 0.000$). Dla trzech spośród badanych mięśni wykazano istotne różnice pomiędzy warunkami wykonywania wysiłków. Dla BR_D wykazano istotny wzrost MNF dla wysiłków wykonywanych przez kończynę niedominującą, w stosunku do dominującej ($p < 0.000$), w przeciwieństwie do BR_ND gdzie wykonanie wysiłków przez kończyną dominującą spowodowało wzrost MNF w odniesieniu do kończyny niedominującej ($p = 0.024$) oraz obu kończyn ($p = 0.042$). Z kolei dla FCR_D różnica dotyczyła wysiłków wykonywanych obiema kończynami, a kończyną dominującą ($p = 0.035$). Ponadto, dla BB_D oraz FCR_ND wykazano istotne interakcje pomiędzy badanymi czynnikami. Zmiana warunków wykonania wysiłku (względem zaangażowanych kończyn) spowodowała dla BB_D istotny wzrost MNF dla wysiłków wykonywanych kończyną niedominującą w warunkach statycznych, odwrotnie względem pozostałych warunków (DND, ND). Zaobserwowano również istotną różnicę pomiędzy typami wysiłków wykonywanych przez kończyną dominującą dla BB_D ($p = 0.04$). W przypadku FCR_ND zmiana warunków spowodowała wzrost MNF podczas wysiłków kończyny dominującej i niedominującej w odniesieniu do wykonywanych wysiłków obiema kończynami, dla których zaobserwowano istotną różnicę pomiędzy typami wysiłków ($p = 0.032$). W ostatnim

kroku analizy, porównano uzyskaną MNF dla poszczególnych mięśni, pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą podczas wszystkich ośmiu warunków pomiarowych (Ryc. 52).



Ryc. 52 Porównanie MNF dla poszczególnych mięśni pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą

Wykazano istotny wzrost MNF dla kończyny niedominującej względem dominującej dla: BB w warunku SDND4 ($t_{(12)} = -2.895$, $p = 0.013$, $d = 1.115$), DDND5 ($t_{(12)} = -2.928$, $p = 0.013$, $d = 0.471$) i SD6 ($Z = 3.18$, $p = 0.001$, $r = 0.882$), ponadto dla BR w warunku SD6 ($t_{(12)} = -3.646$, $p = 0.003$, $d = 1.316$) i BW8 ($t_{(12)} = -2.585$, $p = 0.024$, $d = 0.801$), dla BRD w warunku SND2 ($t_{(12)} = -3.168$, $p = 0.008$, $d = 0.795$), DD3 ($t_{(12)} = -2.387$, $p = 0.034$, $d = 0.727$), SD6 ($t_{(12)} = -2.188$, $p = 0.049$, $d = 0.761$) i DD7 ($t_{(12)} = -2.602$, $p = 0.023$, $d = 0.922$). Odwrotne zmiany zaobserwowano dla BR w warunku SND2 ($t_{(12)} = 4.214$, $p = 0.001$, $d = 0.749$) oraz zginaczy stawu nadgarstkowego: FCR w warunku BW1 ($t_{(12)} = 3.544$, $p = 0.004$, $d = 0.727$) i DDND5 ($t_{(12)} = 2.35$, $p = 0.037$, $d = 0.963$), oraz FCU w warunku SND2 ($t_{(12)} = 2.323$, $p = 0.039$, $d = 0.566$), DD3 ($t_{(12)} = 3.202$, $p = 0.008$, $d = 0.579$) i SDND4 ($t_{(12)} = 2.458$, $p = 0.03$, $d = 0.931$).

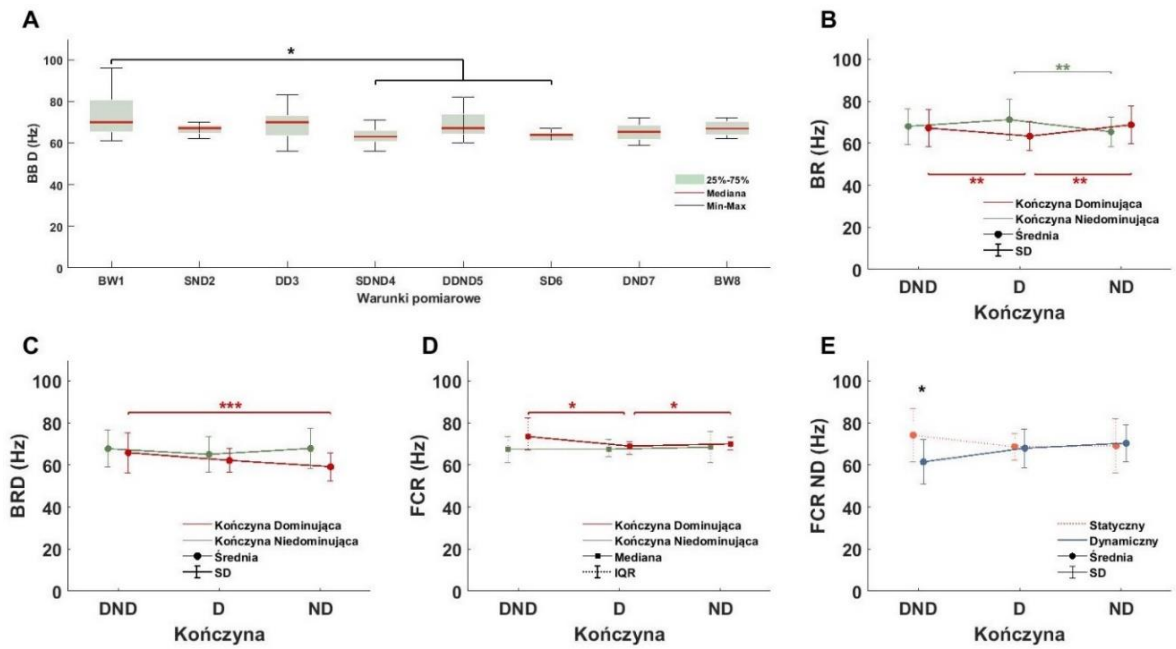
Wyniki efektów głównych analiz wpływu wysiłku fizycznego na drugą analizowaną zmienną, medianę częstotliwości sygnału EMG (MDF) zaprezentowano w tabeli 10. Podobnie jak w przypadku średniej częstotliwości, dla MDF wykazano istotny spadek jedynie dla BB_D dla wysiłków wykonywanych w warunkach statycznych ($p < 0.05$): dla obu kończyn oraz kończyny dominującej. Wykazano również istotne różnice dla warunków wykonania wysiłków dla czterech mięśni: dla BR_D stwierdzono istotny spadek MDF dla wysiłków kończyny

dominującej w stosunku do obu kończyn ($p=0.047$), a także istotny wzrost dla kończyny niedominującej względem dominującej ($p=0.004$). Dla BR_ND wykazano istotny spadek MDF dla wysiłków kończyny niedominującej względem dominującej ($p=0.019$) (Ryc. 53, panel B). Z kolei dla BRD_D zaobserwowano istotny spadek MDF dla wysiłków kończyny niedominującej w stosunku do obu kończyn ($p=0.001$) (Ryc. 53, panel C). Ostatnim mięśniem, dla którego wskazano istotne zmiany jest FCR_D: wykazano istotny spadek MDF dla wysiłków kończyny dominującej, względem obu kończyn ($p=0.009$) oraz wzrost MDF dla wysiłków kończyny niedominującej, względem dominującej ($p=0.032$) (Ryc. 53, panel D). Wykazano również istotną interakcję pomiędzy czynnikami dla FCR_ND, podobnie jak w przypadku MNF, gdzie zmiana warunków wykonania wysiłku spowodowała zmianę wartości MDF (wzrost) dla wysiłków wykonywanych przez kończynę niedominującą względem warunków z obiema kończynami. Ponadto zaobserwowano istotną różnicę pomiędzy typami zastosowanych wysiłków dla obu kończyn górnych ($p=0.008$). Następnie porównano uzyskaną MDF dla poszczególnych mięśni, pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą podczas wszystkich ośmiu warunków pomiarowych (Ryc. 54).

Tabela 10. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (MDF)

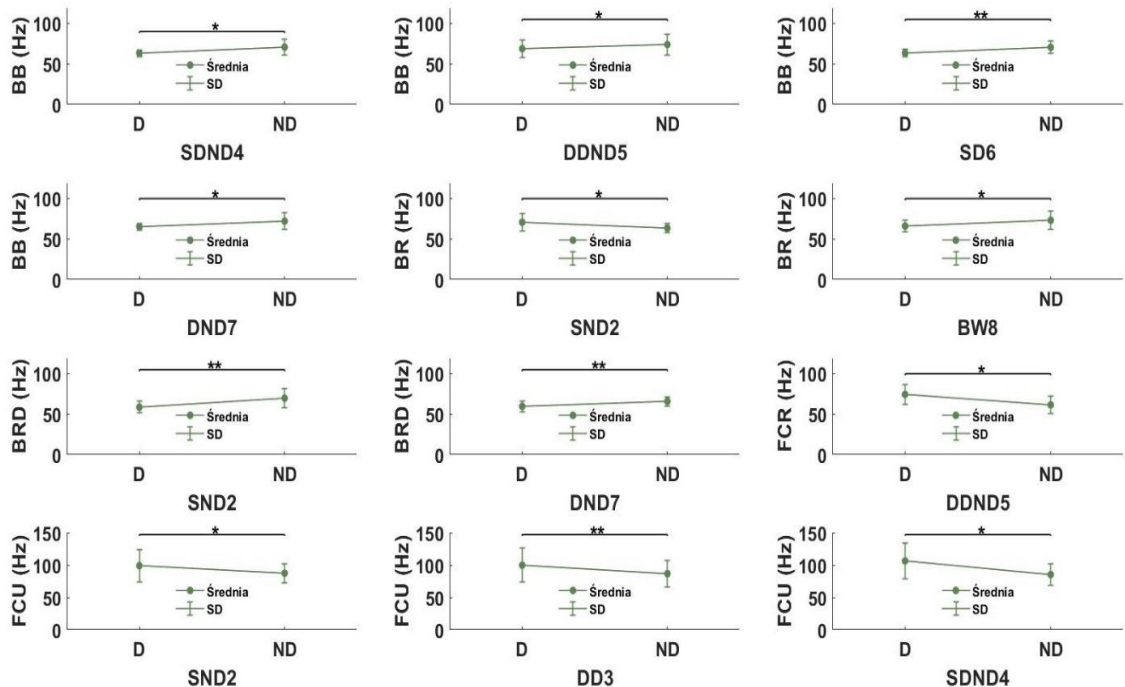
Zmienna	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków			Rycina 53
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)	
BB_D	$X^2=22.716$ $p=0.002$ $W=0.25$	NS	NS	NS	A
BR_D	NS	NS	$F_{(2,24)}=7.021$ $p=0.004$ $\omega^2=0.308$	NS	B
BRD_D	NS	NS	$F_{(2,24)}=8.631$ $p=0.001$ $\omega^2=0.361$ $X^2=7.471$	NS	C
FCR_D	NS	NS	$p=0.024$ $W=0.144$	NS	D
FCU_D	NS	NS	NS	NS	-
BB_ND	NS	NS	NS	NS	-
BR_ND	NS	NS	$F_{(2,24)}=4.512$ $p=0.022$ $\omega^2=0.206$	NS	B
BRD_ND	NS	NS	NS	NS	-
FCR_ND	NS	NS	NS	$F_{(2,24)}=5.765$ $p=0.009$ $\omega^2=0.261$	E
FCU_ND	NS	NS	NS	NS	-

D-kończyna dominująca; **ND**-kończyna niedominująca; **W**, ω^2 –wielkość efektu;



Ryc. 53 Analiza dla uzyskanej MDF sygnału EMG

A - wpływ wysiłku dla BB_D , **B** - analiza warunków wykonania wysiłków dla BR ,
C - analiza warunków wykonania wysiłków dla BRD , **D** - analiza warunków wykonania
wysiłków dla FCR , **E** - interakcja pomiędzy czynnikami dla FCR_ND



Ryc. 54 Porównanie MDF dla poszczególnych mięśni pomiędzy
kończyną dominującą, a niedominującą

Zaobserwowano istotne różnice między kończynami dla MDF. Wykazano istotny wzrost MDF dla kończyny niedominującej dla BB w warunku SDND4 ($t_{(12)} = -2.931$, $p=0.013$, $d=1.050$), DDND5 ($t_{(12)} = -2.868$, $p=0.014$, $d=0.447$), SD6 ($t_{(12)} = -3.063$, $p=0.01$, $d=1.195$), DND7 ($t_{(12)} = -2.76$, $p=0.017$, $d=0.914$), dla BR w warunku BW8 ($t_{(12)} = -2.784$, $p=0.017$, $d=0.806$), dla BRD w warunku SND2 ($t_{(12)} = -3.417$, $p=0.005$, $d=1.147$) i DND7 ($t_{(12)} = -3.235$, $p=0.007$, $d=1.088$). Odwrotną zmianę-spadek MDF kończyny niedominującej, zaobserwowano dla BR w warunku SND2 ($t_{(12)} = 2.848$, $p=0.015$, $d=0.877$), dla FCR w warunku DDND5 ($t_{(12)} = 2.716$, $p=0.019$, $d=1.186$) oraz dla FCU w warunkach SND2 ($t_{(12)} = 2.305$, $p=0.04$, $d=0.594$), DD3 ($t_{(12)} = 2.812$, $p=0.016$, $d=0.571$) i SDND4 ($t_{(12)} = 2.521$, $p=0.027$, $d=0.988$).

Wyniki efektów głównych przeprowadzonych analiz dla trzeciej analizowanej zmiennej w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (PKF)-maksymalnej wartości widma przy określonej częstotliwości, zaprezentowano w tabeli 11.

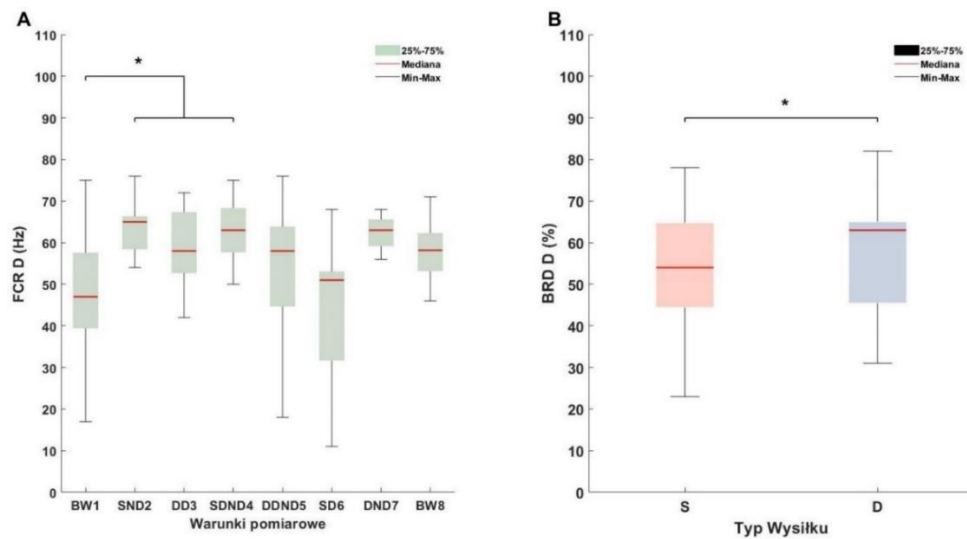
Tabela 11. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (PKF)

Zmienna	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków		
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)
BB_D	NS	NS	NS	-
BR_D	NS	NS	NS	NS
BRD_D	NS	Z=2.338 p=0.019 r=0.648	NS	-
FCR_D	X ² =23.467 p=0.001 W=0.258	NS	NS	-
FCU_D	NS	NS	NS	-
BB_ND	NS	NS	NS	NS
BR_ND	NS	NS	NS	NS
BRD_ND	NS	NS	NS	-
FCR_ND	NS	NS	NS	-
FCU_ND	NS	NS	NS	-

NS–wynik nie istotny statystycznie; D–kończyna dominująca;
ND–kończyna niedominująca; W, r–wielkość efektu;

Istotny wpływ wykonania wysiłku zaobserwowano jedynie dla FCR_D, w warunkach statycznych, gdzie wysiłkowi poddano obie kończyny górne oraz kończynę niedominującą ($p<0.05$) (Ryc. 55, panel A). Ponadto wykazano istotną różnicę pomiędzy typami wykonywanych wysiłków dla BRD_D, gdzie PKF okazała się istotnie wyższa dla wysiłków wykonywanych w warunkach dynamicznych ($p=0.019$) (Ryc. 55, panel B). Nie zaobserwowano istotnych różnic dla warunków wykonania wysiłków ze względu na kończyny (DND, D, ND)

oraz dla interakcji pomiędzy badanymi czynnikami dla wszystkich analizowanych w eksperymencie mięśni.

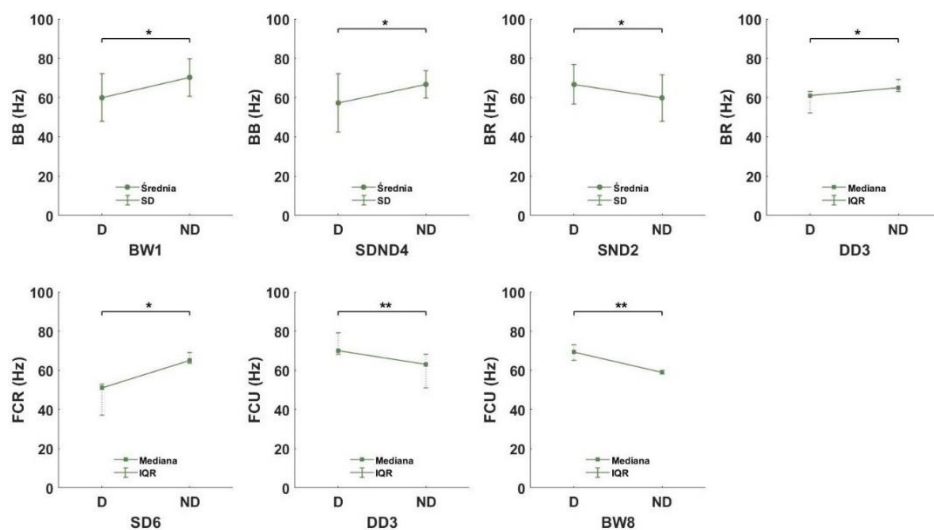


Ryc. 55 Analiza dla uzyskanej PKF sygnału EMG

A - wpływ wysiłku fizycznego dla FCR_D,

B - porównanie typów wykonanych wysiłków dla BRD_D

Analiza różnic dla kończyny dominującej i niedominującej dla PKF wykazała istotne zmiany (Ryc. 56). Zaobserwowano istotny wzrost PKF dla BB w warunku BW1 ($t_{(12)} = -2.632$, $p = 0.022$, $d = 0.985$) i SDND4 ($t_{(12)} = -2.23$, $p = 0.04$, $d = 0.839$), dla BR w DD3 ($Z = 2.55$, $p = 0.011$, $r = 0.707$) i dla FCR w warunku SD6 ($Z = 2.166$, $p = 0.03$, $r = 0.600$). Stwierdzono również spadek PKF dla BR w warunku SND2 ($t_{(12)} = 2.212$, $p = 0.047$, $d = 0.642$), dla FCU w warunku DD3 ($Z = 2.9$, $p = 0.004$, $r = 0.804$) oraz BW8 ($Z = 2.58$, $p = 0.01$, $r = 0.715$).



Ryc. 56 Porównanie PKF dla poszczególnych mięśni pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą

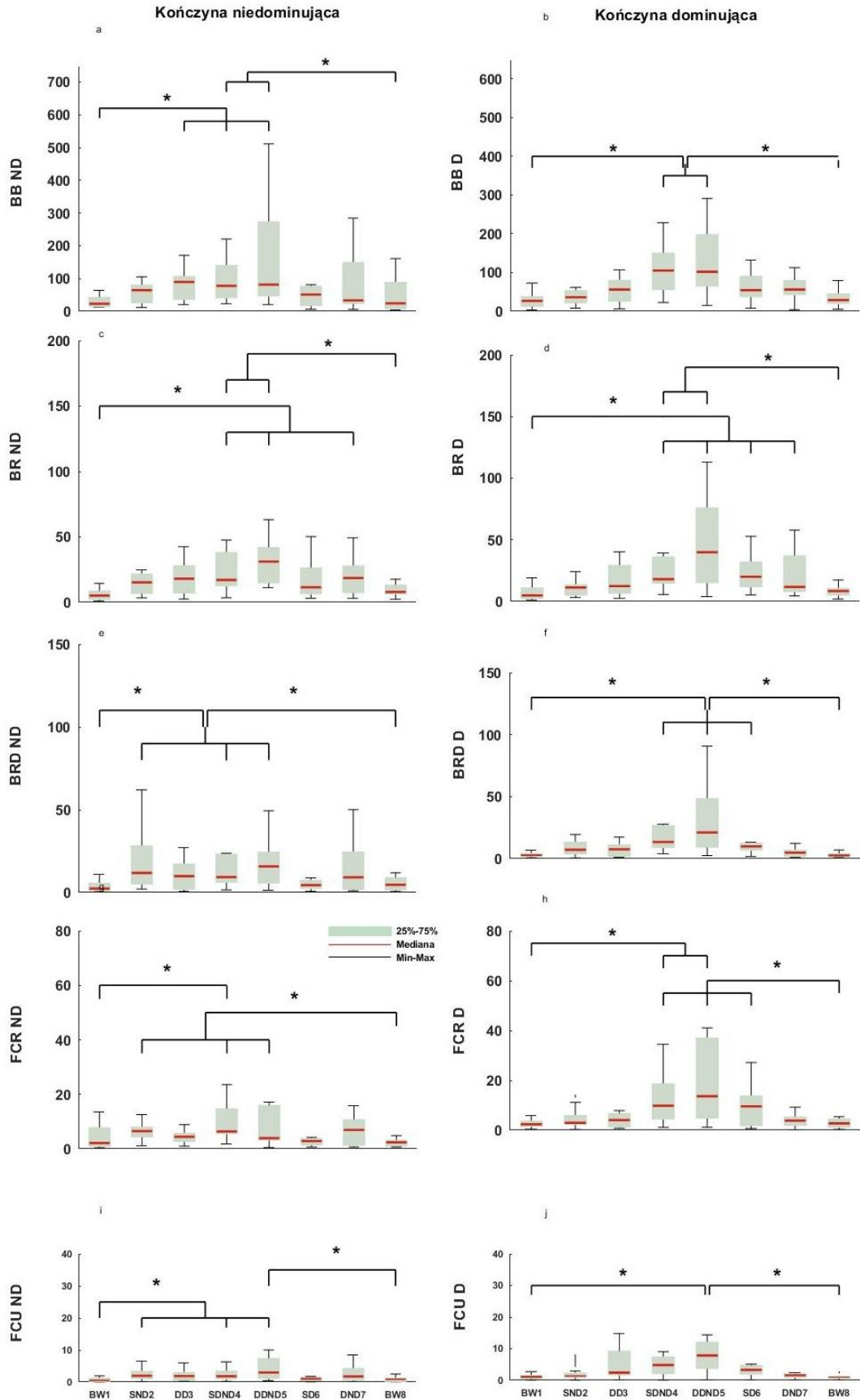
Wyniki efektów głównych przeprowadzonych analiz dla ostatniej analizowanej zmiennej w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG-średniej mocy gęstości widma (MNF), zaprezentowano w tabeli 12.

Tabela 12. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (MNF)

Zmienna	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków		
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)
BB_D	X ² =45.846 p<0.000 W=0.504	NS	X ² =19.923 p<0.000 W=0.383	-
BR_D	X ² =48.538 p<0.000 W=0.533	Z=1.996 p=0.046 r=0.554	X ² =16.692 p<0.000 W=0.321	-
BRD_D	X ² =62.103 p<0.000 W=0.682	NS	X ² =25.154 p<0.000 W=0.484	-
FCR_D	X ² =51.256 p<0.000 W=0.563	NS	X ² =23.769 p<0.000 W=0.457	-
FCU_D	X ² =38.179 p<0.000 W=0.42	NS	X ² =14.538 p=0.001 W=0.28	-
BB_ND	X ² =34.359 p<0.000 W=0.378	NS	NS	NS
BR_ND	X ² =39.077 p<0.000 W=0.429	NS	F _(2,24) =10.476 p=0.001 ω ² =0.412	-
BRD_ND	X ² =46.641 p<0.000 W=0.513	NS	X ² =15.077 p=0.001 W=0.29	-
FCR_ND	X ² =37.744 p<0.000 W=0.415	NS	X ² =13.231 p=0.001 W=0.254	-
FCU_ND	X ² =38.487 p<0.000 W=0.423	NS	X ² =11.077 p=0.004 W=0.213	-

NS–wynik nie istotny statystycznie; D–kończyna dominująca;
ND–kończyna niedominująca; ω², W, r–wielkość efektu;

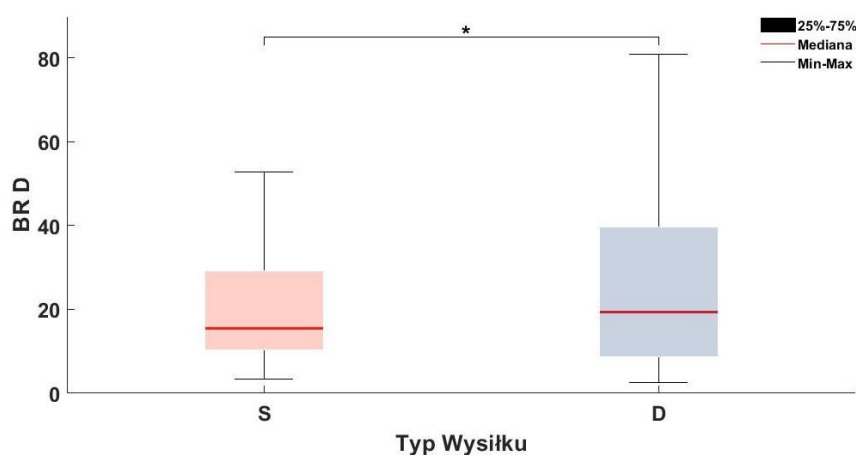
Wykazano istotny wpływ wykonania wysiłku fizycznego na MNF dla każdego z analizowanych mięśni. Dla kończyny dominującej i BB_D stwierdzono istotny wzrost MNF po wykonaniu wysiłków przez obie kończyny górne dla obu typów wysiłku (Ryc. 57, panel b). Dla BR_D MNF wzrosła po wykonaniu wysiłków kończyną dominującą w warunkach statycznych, kończyną niedominującą w warunkach dynamicznych i obiema kończynami, niezależnie od typu zastosowanego wysiłku (Ryc. 57, panel d). Dla BRD_R (Ryc. 57, panel f)



Ryc. 57 Analiza wpływu wysiłku fizycznego na MNP
 (D-kończyna dominująca; ND-kończyna niedominująca)

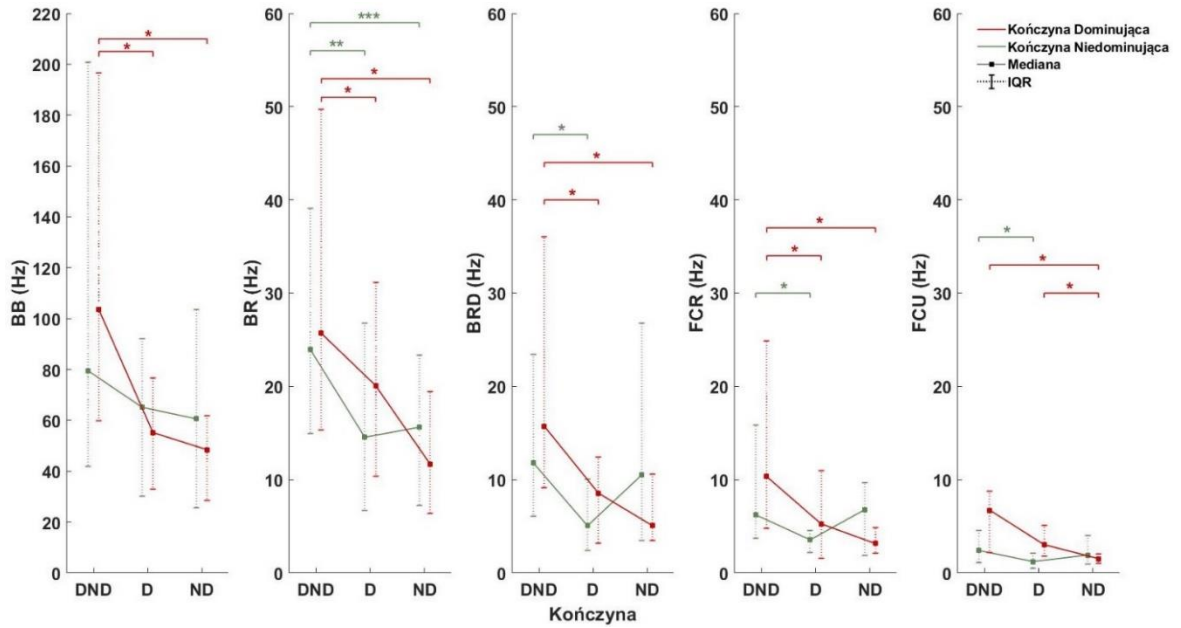
i FCR_R (Ryc. 57, panel h) wykazano istotny wzrost MNF po wykonaniu wysiłków przez obie kończyny, a także przez kończynę dominującą, w warunkach statycznych. Natomiast dla FCU_D wykazano istotny wzrost jedynie dla wysiłku wykonanego przez obie kończyny w warunkach dynamicznych (Ryc. 57, panel f). Dla kończyny niedominującej również wykazano istotny wzrost MNF dla analizowanych mięśni. Dla BB_ND po wysiłkach obu kończyn, niezależnie od typu oraz kończyny dominującej w warunkach dynamicznych (Ryc. 57, panel a). Dla BR_ND po wysiłkach obu kończyn, niezależnie od typu oraz kończyny niedominującej w warunkach dynamicznych (Ryc. 57, panel c). Dla BRD_ND (Ryc. 57, panel e), FCR_ND (Ryc. 57, panel g) i FCU_ND (Ryc. 57, panel i) podobnie dla wysiłków obu kończyn oraz kończyny niedominującej w warunkach statycznych.

W kolejnym kroku analizy, sprawdzono czy typ wysiłku (warunki statyczne/dynamiczne) (Ryc. 58) oraz warunki jego wykonania (obie kończyny, kończyna dominująca, kończyna niedominująca) w istotnie różny sposób wpłynęły na MNP (Ryc. 59). Wykazano istotny wzrost MNP dla BR_D podczas wykonywania wysiłków w warunkach dynamicznych w stosunku do statycznych.



Ryc. 58 Porównanie MNP wykonania wysiłków o różnym charakterze dla BR_D

Ponadto, zaobserwowano istotne różnice dla warunków wykonania wysiłków (względem zaangażowanych kończyn). Dla wszystkich analizowanych mięśni kończyny dominującej oraz BR_ND wykazano istotny spadek MNP dla wysiłków kończyny dominującej i niedominującej względem wysiłków wykonywanych przez obie kończyny. Natomiast dla BRD_ND, FCR_ND, FCU_ND wykazano istotny spadek MNP dla wysiłków kończyny dominującej względem wysiłków obu kończyn. Nie stwierdzono istotnych różnic dla BB_ND. Analiza różnic dla MNP pomiędzy kończynami wykazała istotne zmiany (Ryc. 60). Istotny wzrost MNP dla kończyny niedominującej zaobserwowano dla BB ($Z=1.992$, $p=0.046$, $r=0.552$) i BRD ($Z=1.992$, $p=0.046$, $r=0.552$) w warunku SND2. Wzrost dla kończyny dominującej wykazano

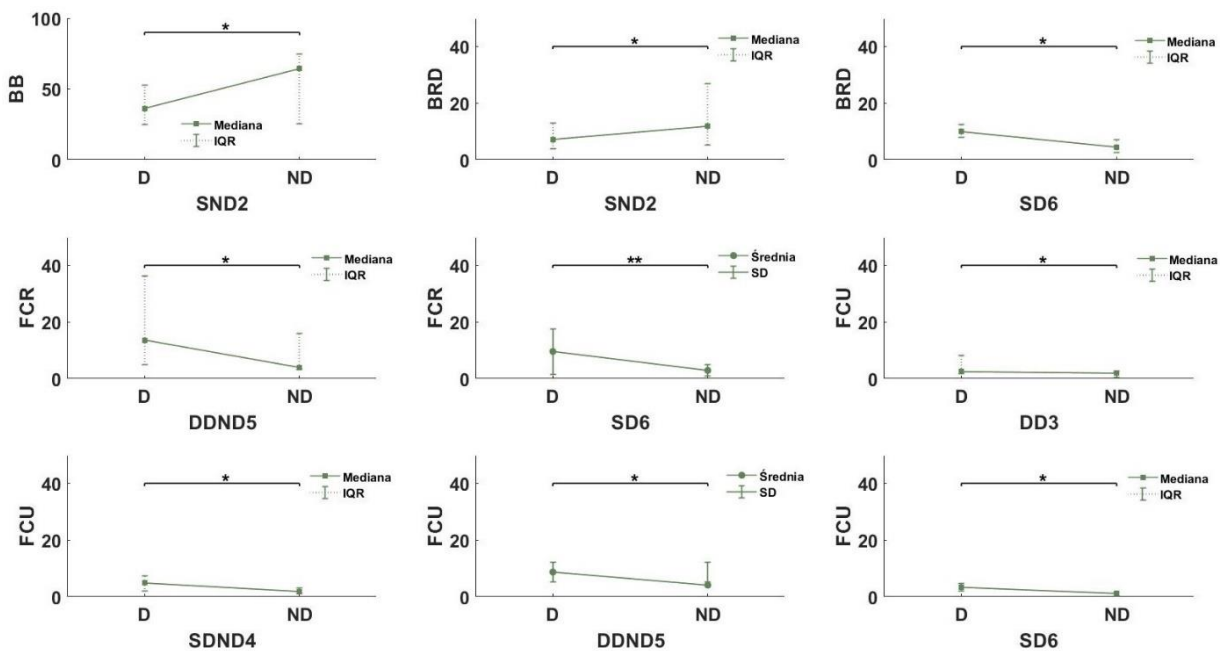


Ryc. 59 Analiza porównawcza warunków wykonania wysiłków dla MNP

(DND - obie kończyny, D - kończyna dominująca, ND - kończyna niedominująca,

Me - mediana, IQR - rozstęp kwartyłowy)

dla BRD w warunku SD6 ($Z=2.201$, $p=0.028$, $r=0.610$), FCR w warunku DDND5 ($Z=2.132$, $p=0.033$, $r=0.591$) i SD6 ($t_{(12)}=3.204$, $p=0.008$, $d=1.186$) oraz FCU w warunku DD3 ($Z=2.691$, $p=0.007$, $r=0.746$), SDND4 ($Z=1.992$, $p=0.046$, $r=0.552$), DDND5 ($t_{(12)}=2.272$, $p=0.042$, $d=0.846$) i SD6 ($Z=2.621$, $p=0.009$, $r=0.727$).



Ryc. 60 Porównanie MNP dla poszczególnych mięśni pomiędzy

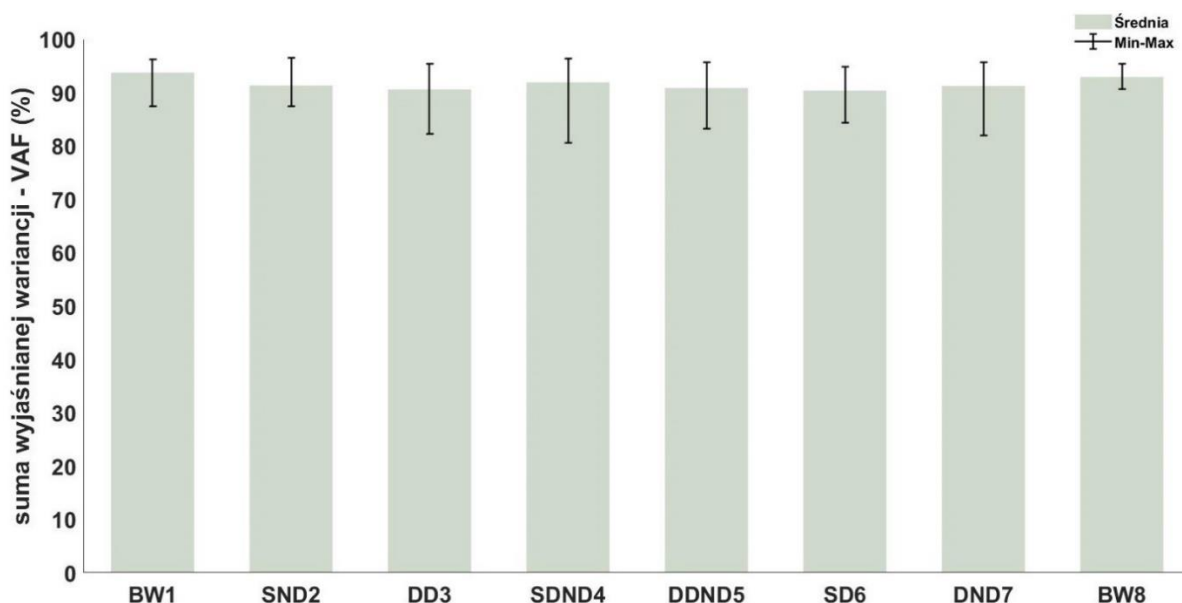
kończyną dominującą, a niedominującą

4.3 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych

W niniejszym podrozdziale zostały przedstawione wyniki analizy wpływu wykonania wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych. W pierwszej kolejności przedstawiono wyniki dla synergii definiowanych jako synergie mięśniowe (M-modes, synergie B). W kolejnym kroku zaprezentowano wpływ wykonania wysiłku na formowanie synergii C, wyznaczanych za pomocą analizy UCM. Przyjmując hierarchiczną kontrolę synergii C, w pierwszej kolejności przedstawiono wyniki dla wyższego piętra zakładanej kontroli-generowanych sił przez kończyny górne, a następnie dla niższego piętra kontroli-aktywności bioelektrycznej analizowanych mięśni.

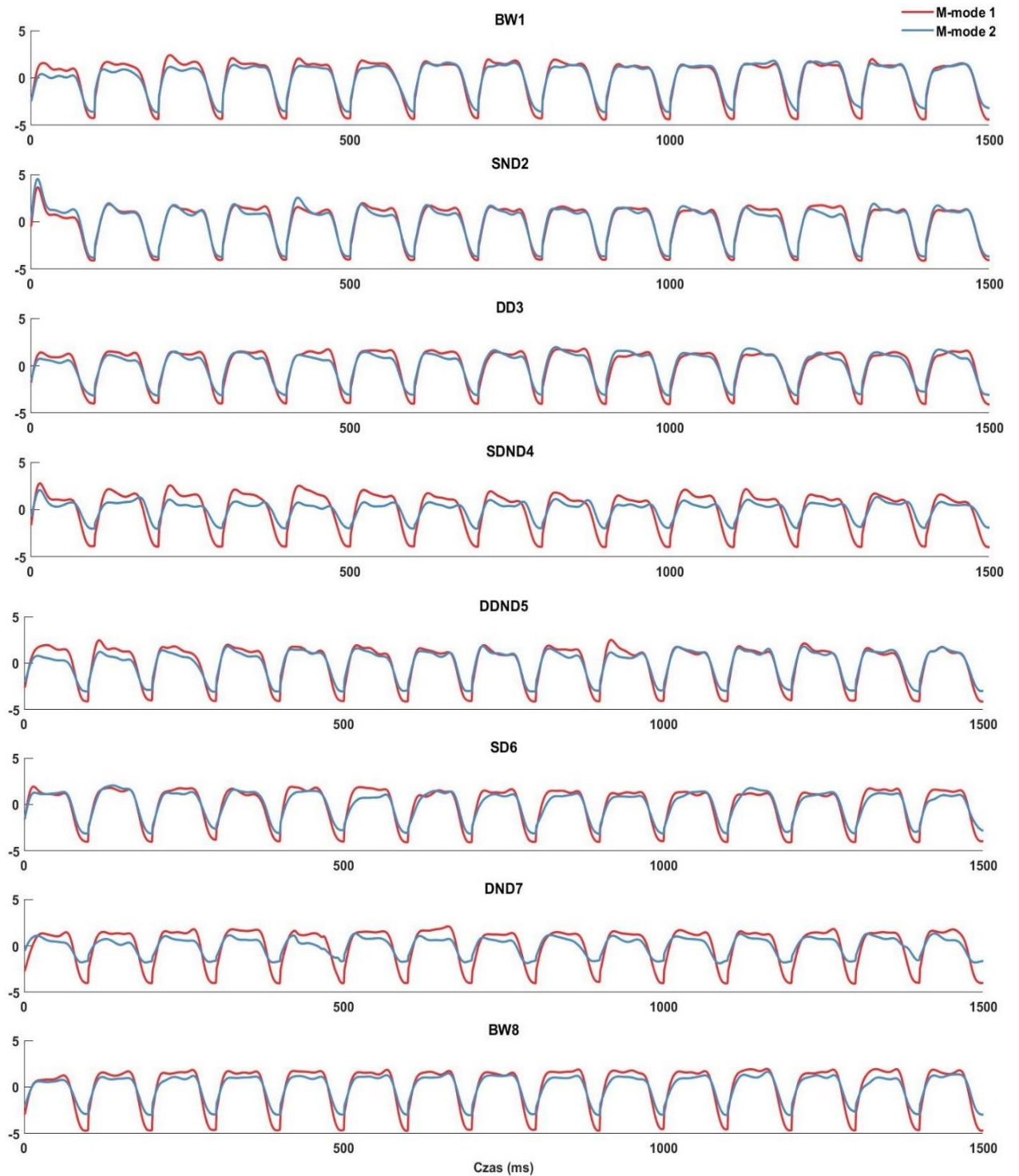
4.3.1 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii mięśniowych (B)

Prezentacje wyników wpływu wykonania wysiłków na formowania synergii mięśniowych (B) (M-modes) rozpoczęto od przedstawienia sumy wyjaśnianej wariancji (VAF - ang. *Variance Accounted For*) przez wyznaczone M-modes dla wszystkich warunków pomiarowych (Ryc. 61).



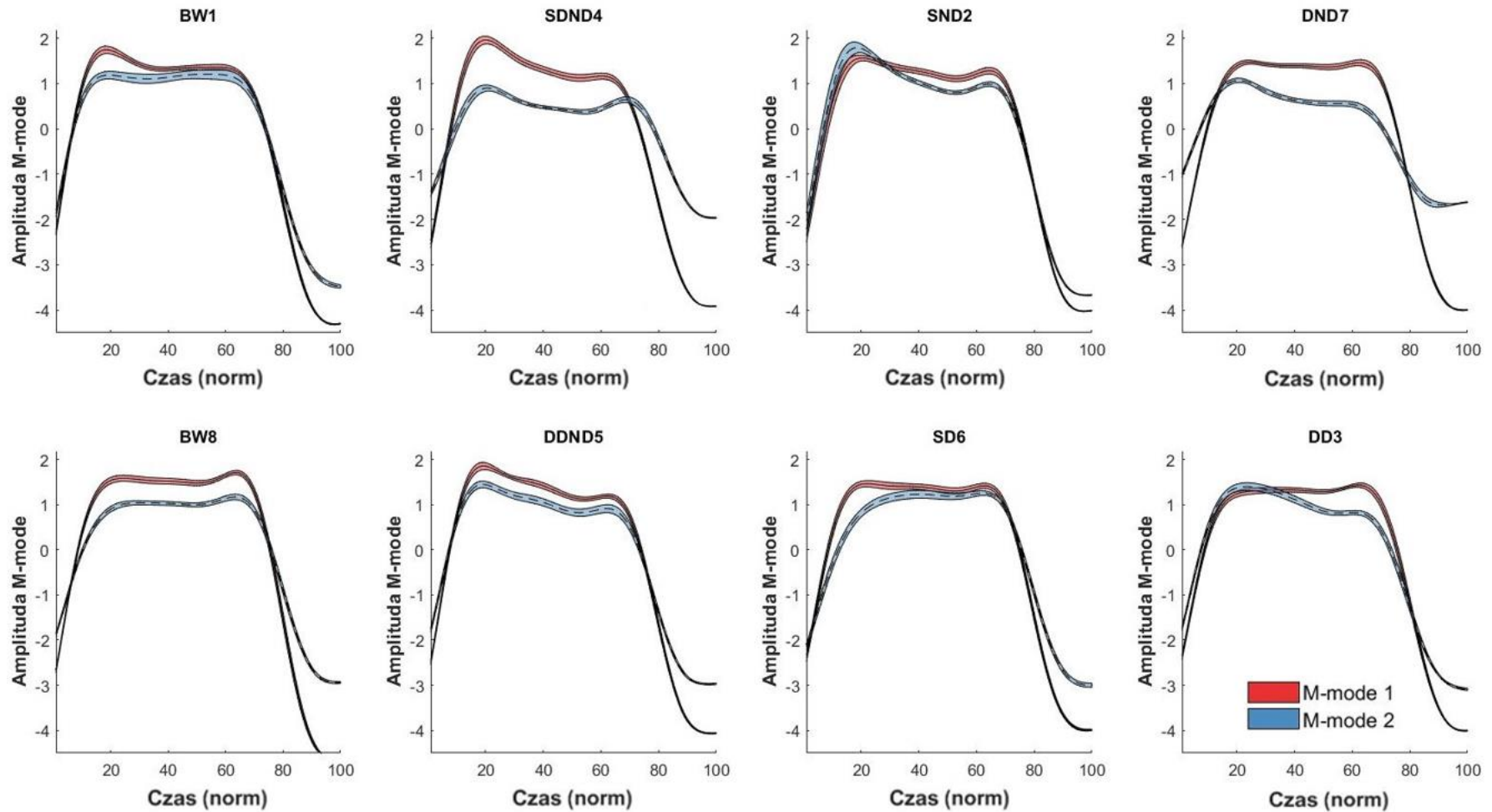
Ryc. 61 Uśredniona pomiędzy badanymi suma wyjaśnianej wariancji przez dwie wyznaczone synergie mięśniowe w każdym z warunków pomiarowych

W każdym z badanych warunków VAF osiągnął wartość powyżej 90% wyjaśnianej wariancji, co zgodnie z opisanymi w rozdziale metod kryteriami wyznaczania synergii B, pozwoliło na wyznaczenie dwóch M-modes dla każdego z badanych warunków pomiarowych (Ryc. 62). Zaobserwowano również tendencję spadkową dla VAF w warunkach, gdzie kończyny górne poddane były wysiłkom, w stosunku do warunków BW1 i BW8. W celu ilościowej oceny zmienności M-modes na przestrzeni wykonania 15 powtórzeń badanego zadania motorycznego



Ryc. 62 Wyznaczone dwa M-modes dla każdego z badanych warunków pomiarowych

poszczególne znormalizowane cykle pomiarowe (czas jednego cyklu wynosił 100 ms) uśredniono dla każdego z badanych warunków pomiarowych. Dla uśrednionych wartości wyznaczono środkową część cyklu (zgodnie z opisem we wcześniejszym rozdziale (Ryc. 40)), którą poddano dalszej analizie statystycznej. Wyniki przeprowadzonych operacji przedstawiono na rycinie 63, dla każdego z badanych warunków.



Ryc. 63 *Średnione wartości poszczególnych cykli pomiarowych dla wyznaczonych M-modes.*

Średnie dla M-modes zaprezentowano wraz z błędem standardowym dla każdego z warunków pomiarowych

Podczas wykonania badanego zadania motorycznego w warunkach BW1 i BW8 M-mode 1 przyjmował wyższe wartości w stosunku do M-mode 2. Wykonanie wysiłku przez obie kończyny górne w warunkach statycznych doprowadziło do zwiększenia wspomnianej różnicy wartości pomiędzy wyznaczonymi M-modes. Natomiast w przypadku warunków dynamicznych, wartości M-mode 2 nie uległy spadkowi w przeciwieństwie do warunków statycznych wysiłku. Dla wysiłków obu kończyn wartości M-modes osiągały najwyższe wartości. Dla wysiłku wykonywanego przez kończynę niedominującą w warunkach statycznych zaobserwowano osiągnięcie wyższych wartości M-mode 2 w stosunku do M-mode 1 w początkowej fazie wykonywania badanego zadania. Z kolei dla warunków dynamicznych, po wykonaniu wysiłku kończyną niedominującą zaobserwowano spadek osiąganych wartości przez M-mode 2 w przeciwieństwie do M-mode 1. Dla wysiłku wykonywanego przez kończynę dominującą w warunkach statycznych spowodowało spadek osiąganych wartości przez M-mode 1, natomiast w warunkach dynamicznych, w początkowej fazie zadania M-mode 2 osiągnął wyższe wartości w stosunku do M-mode 1, a następnie jego wartości sukcesywnie spadały. Największe różnice pomiędzy wartościami M-modes zaobserwowano po wykonaniu wysiłków w warunkach statycznych przez obie kończyny oraz przez kończynę niedominującą w warunkach dynamicznych.

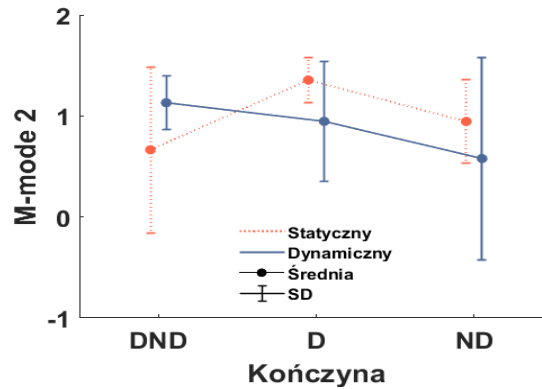
Jak wspomniano wyżej, w kolejnym kroku przeprowadzono analizę oceniającą ilościowo osiągane wartości przez M-modes dla wszystkich warunków pomiarowych. Wyniki przeprowadzonych analiz zaprezentowano w tabeli 13.

Tabela 13. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na M-modes

Zmienna	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków		
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)
M_mode1	NS	NS	NS	NS
M_mode2	NS	NS	NS	F _(2,24) =6.139 p=0.007 ω ² =0.276

NS–wynik nie istotny statystycznie;

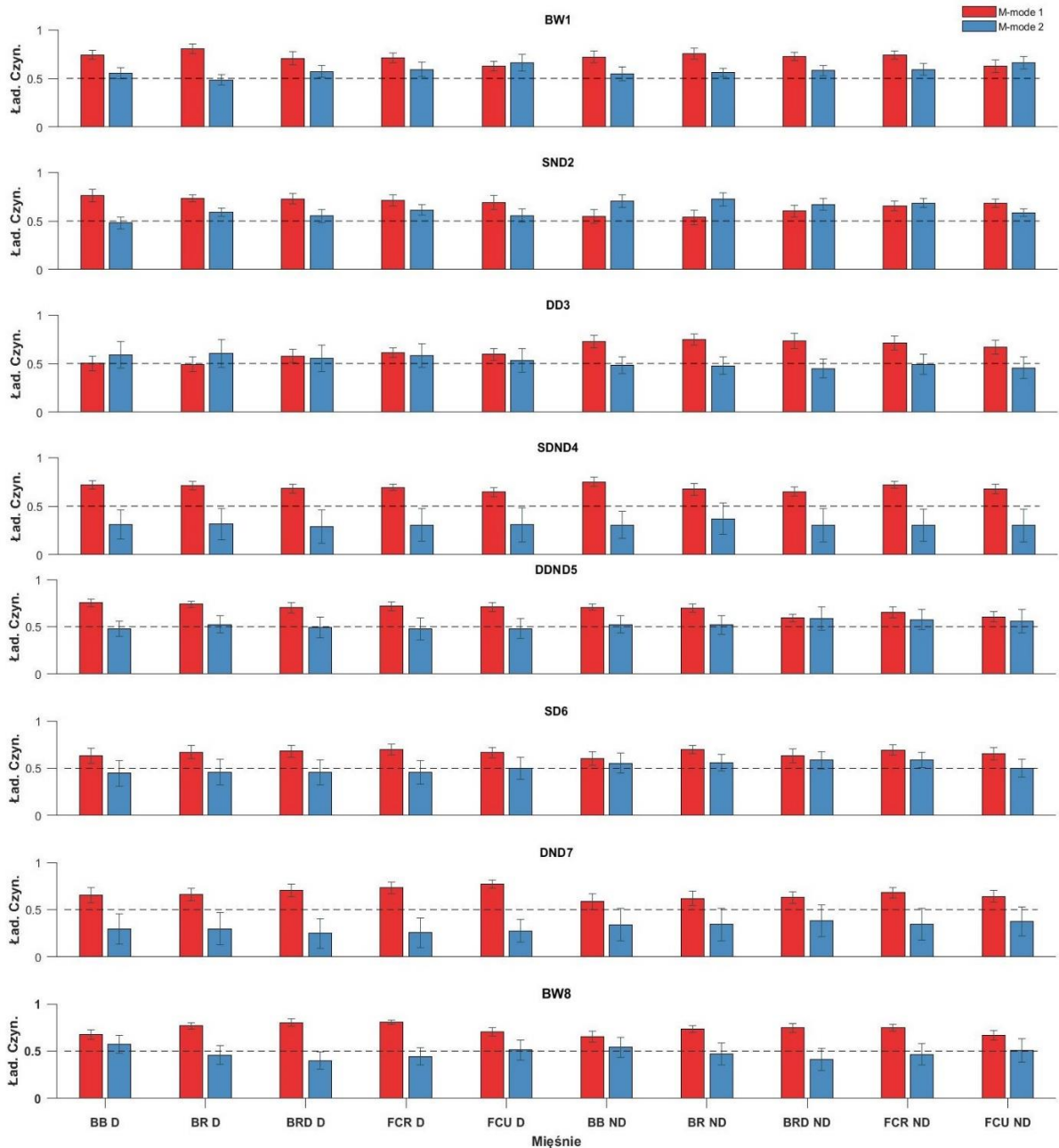
Nie stwierdzono istotnego wpływu wysiłku na wyznaczone M-modes, nie wykazano istotnych różnic pomiędzy wysiłkami wykonywanymi w warunkach statycznych i dynamicznych, a także nie wykazano istotnych różnic dla warunków wykonania wysiłków, względem zaangażowanych kończyn (obie kończyny, kończyna dominująca, kończyna niedominująca). Niemniej jednak wykazano istotną interakcję pomiędzy czynnikami dla M-mode 2 (Ryc. 64).



Ryc. 64 Istotna interakcja pomiędzy badanymi czynnikami dla M-mode 2

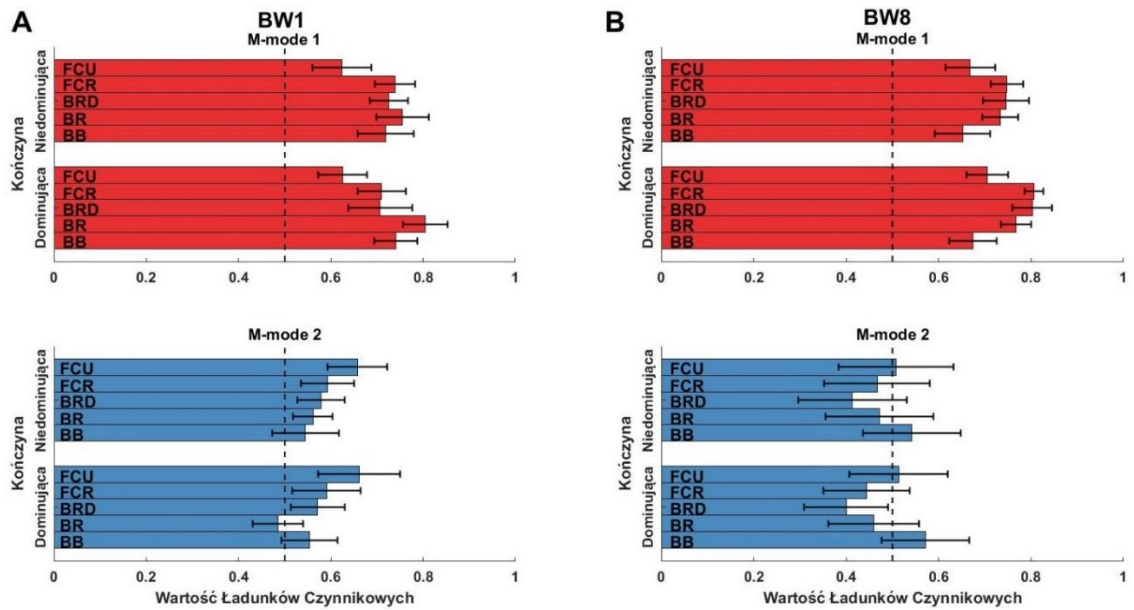
Zmiana warunków wykonania wysiłku spowodowała zmianę wartości M-mode 2 (wzrost) dla wysiłków wykonywanych przez kończynę dominującą i niedominującą względem warunków z obiema kończynami dla warunków statycznych w przeciwieństwie do warunków dynamicznych, gdzie wraz ze zmianą warunków wykonania nastąpił spadek M-mode 2.

W ostatnim kroku analizy synergii mięśniowych zdecydowano się na określenie struktury uformowanych M-modes. Dokonano oceny zmienności zaangażowania mięśni w formowanie poszczególnych M-modes dla wysiłków różnego typu oraz różnych warunków jego wykonania względem kończyn. Poniższą analizę zrealizowano w oparciu o uzyskane wcześniej ładunki czynnikowe w trakcie wyznaczania M-modes (zgodnie z kryteriami ich wyznaczania wartość bezwzględna ładunku czynnikowego powyżej 0.5 oznacza udział danego mięśnia w strukturze M-mode) (Furmanek i wsp. 2017). Uśrednione ładunki czynnikowe dla wszystkich warunków pomiarowych zaprezentowano na rycinie 65. W warunkach BW1 i BW8, gdzie badani nie zostali poddani wysiłkom wykazano udział wszystkich analizowanych mięśni w badaniach (zarówno kończyny dominującej jak i niedominującej) dla M-mode 1. Zaobserwowano jednak zmiany w strukturach M-mode 2. Dla warunku BW1 udział w M-mode 2 wykazano dla dziewięciu spośród dziesięciu analizowanych mięśni. BR kończyny dominującej nie tworzył M-mode 2. Z kolei dla warunku BW8 M-mode 2 tworzyły jedynie cztery mięśnie: BB i FCU kończyny dominującej i niedominującej. Pozostałe mięśnie nie tworzyły synergii M-mode 2 (Ryc. 66). Wykonanie wysiłku w warunkach statycznych, niezależnie od zaangażowanych w wysiłek kończyn nie zmieniło struktury M-mode 1, w porównaniu do warunków BW1 i BW8. M-mode tworzyły wszystkie analizowane dziesięć mięśni obu kończyn. Stwierdzono jednak różnice w strukturze M-mode 2 dla każdego z warunków, gdzie badanych poddano wysiłkowi typu statycznego. Dla SDND4 i zaangażowania w wykonanie wysiłku obu kończyn górnych, żaden z mięśni nie osiągnął wartości ładunku czynnikowego powyżej 0.5.



Ryc. 65 Ładunki czynnikowe dla dwóch wyznaczonych M-modes
 (M-mode 1=czerwone słupki; M-mode 2=niebieskie słupki).
 Wartości średnie przedstawiono wraz z błędem standardowym

M-mode 2 dla powyższego warunku nie uformował się. Za wykonanie badanego zadania dla powyższego warunku odpowiedzialna była jedynie kombinacja działania mięśni dla M-mode 1 (Ryc. 67, panel A). Z kolei dla warunku SD6, gdzie wysiłkowi poddano kończynę dominującą, strukturę M-mode 2 tworzyło działanie czterech mięśni kończyny niedominującej (BB, BR, BRD i FCR) oraz FCU kończyny dominującej (Ryc. 67, panel B). Dla warunku SND2 i kończyny niedominującej tylko BB kończyny dominującej nie wszedł w strukturę M-mode 2 (Ryc. 67, panel C).

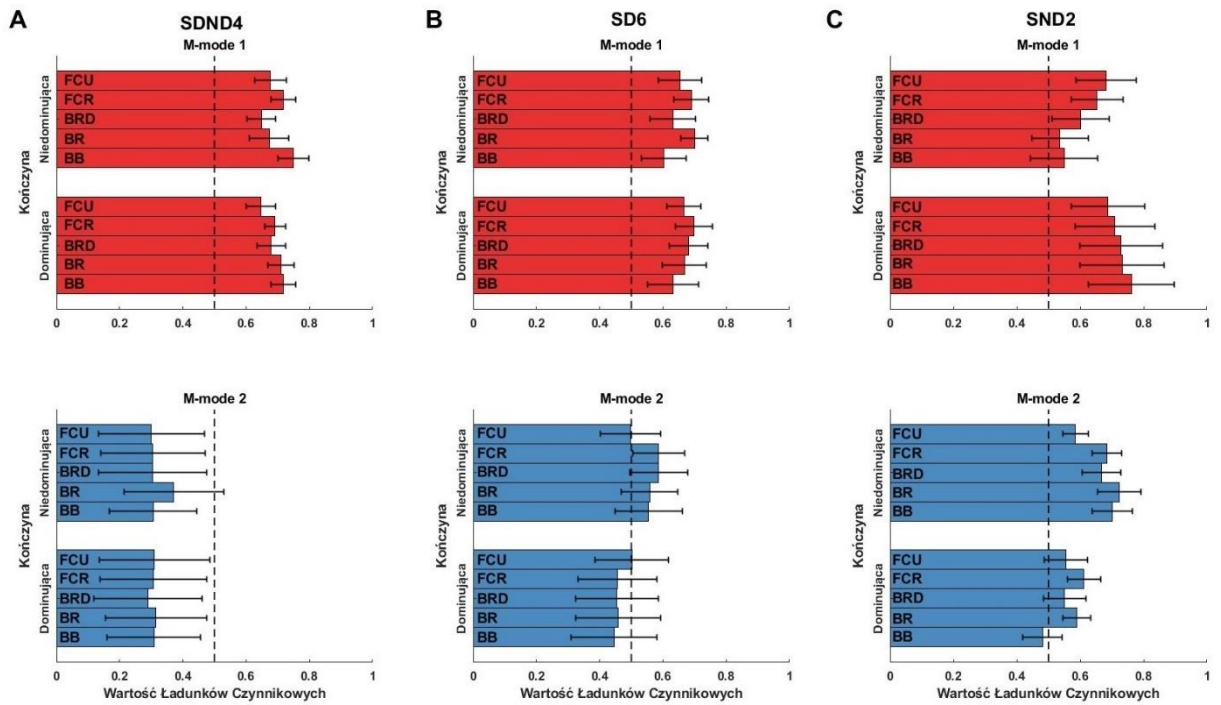


Ryc. 66 Analiza struktury wyznaczonych M-modes dla warunków, gdzie badanych nie poddano wysiłkowi fizycznemu.

A- warunek: Bez Wysiłku 1 (BW1); **B-** warunek: Bez Wysiłku 8 (BW8)

Wykonanie wysiłków w warunkach dynamicznych przez obie kończyny (DDND5) oraz kończynę niedominującą (DND7) nie zmieniło struktury M-mode 1 w stosunku do pomiarów bez wysiłku. Natomiast w przypadku wykonania wysiłku przez kończynę dominującą (DD3), struktura uległa zmianie-M-mode 1 tworzyło dziewięć mięśni (bez BR kończyny dominującej). Podobnie jak w przypadku wysiłków w warunkach statycznych, większe zmiany struktury synergii zaobserwowano dla M-mode 2. Dla DND5 M-mode 2 tworzyło pięć mięśni kończyny niedominującej (BB, BR, BRD, FCR i FCU) oraz BR kończyny dominującej (Ryc. 68, panel A). Dla DD3 M-mode 2 składał się jedynie z aktywności mięśniowej kończyny dominującej (BB, BR, BRD, FCR i FCU) (Ryc. 68, panel B). W przypadku DND7 stwierdzono brak formowania M-mode 2. Za wykonanie badanego zadania odpowiedzialny był jedynie M-mode 1 (Ryc. 68, panel C).

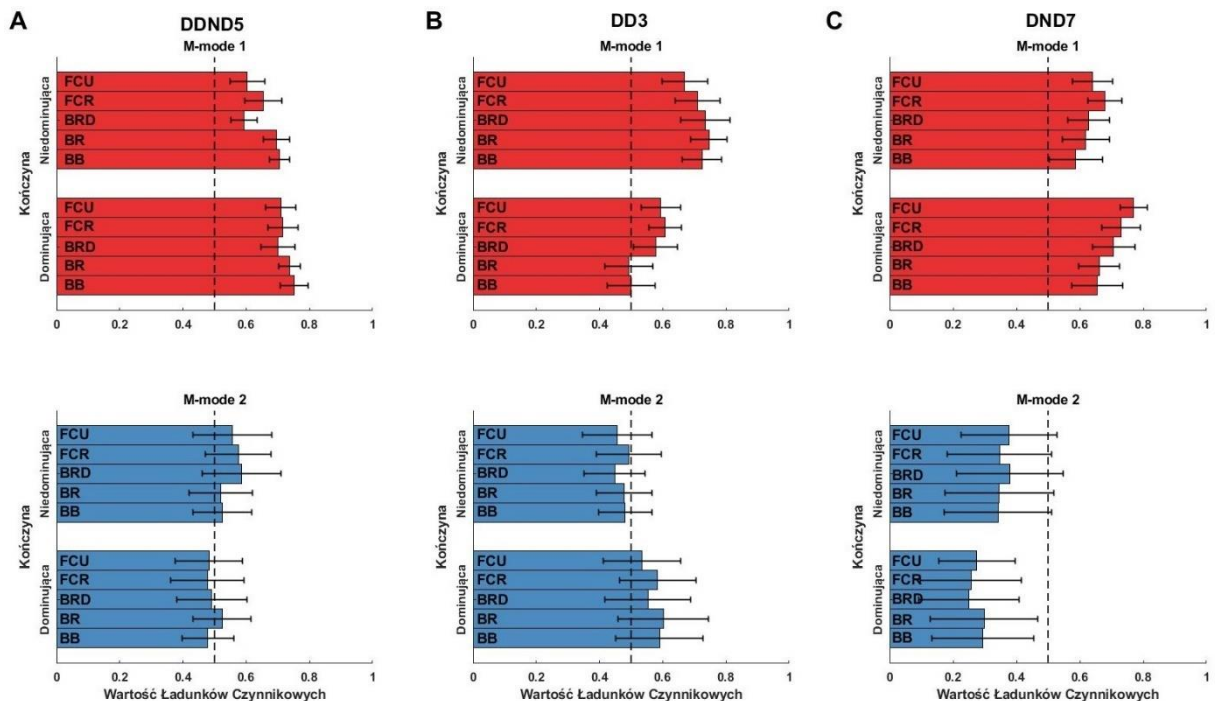
Reasumując, pomimo braku istotnych różnic statystycznych dla wartości uzyskiwanych zarówno dla M-mode 1 i M-mode 2 (z wyłączeniem interakcji pomiędzy badanymi czynnikami dla M-mode 2), wykonany wysiłek fizyczny miał wpływ na strukturę wyznaczonych synergii mięśniowych. Warunki oraz sposób wykonania wysiłków miały niewielkie znaczenie dla przyjmowanej struktury M-mode 1, jednak powodowały duże zmiany dla M-mode 2 (począwszy od nieangażowania poszczególnych mięśni, następnie wyłączenia z formowania synergii mięśni jednej z kończyn, aż po nieuformowanie M-mode 2).



Ryc. 67 Analiza struktury wyznaczonych M-modes dla warunków, gdzie badanych poddano wysiłkowi w warunkach statycznych.

A - warunek: Obie Kończyny (SDND4); **B** - warunek: Kończyna Dominująca (SD6);

C - Kończyna Niedominująca (SND2)



Ryc. 68 Analiza struktury wyznaczonych M-modes dla warunków, gdzie badanych poddano wysiłkowi w warunkach dynamicznych.

A - warunek: Obie Kończyny (DDND5); **B** - warunek: Kończyna Dominująca (DD3);

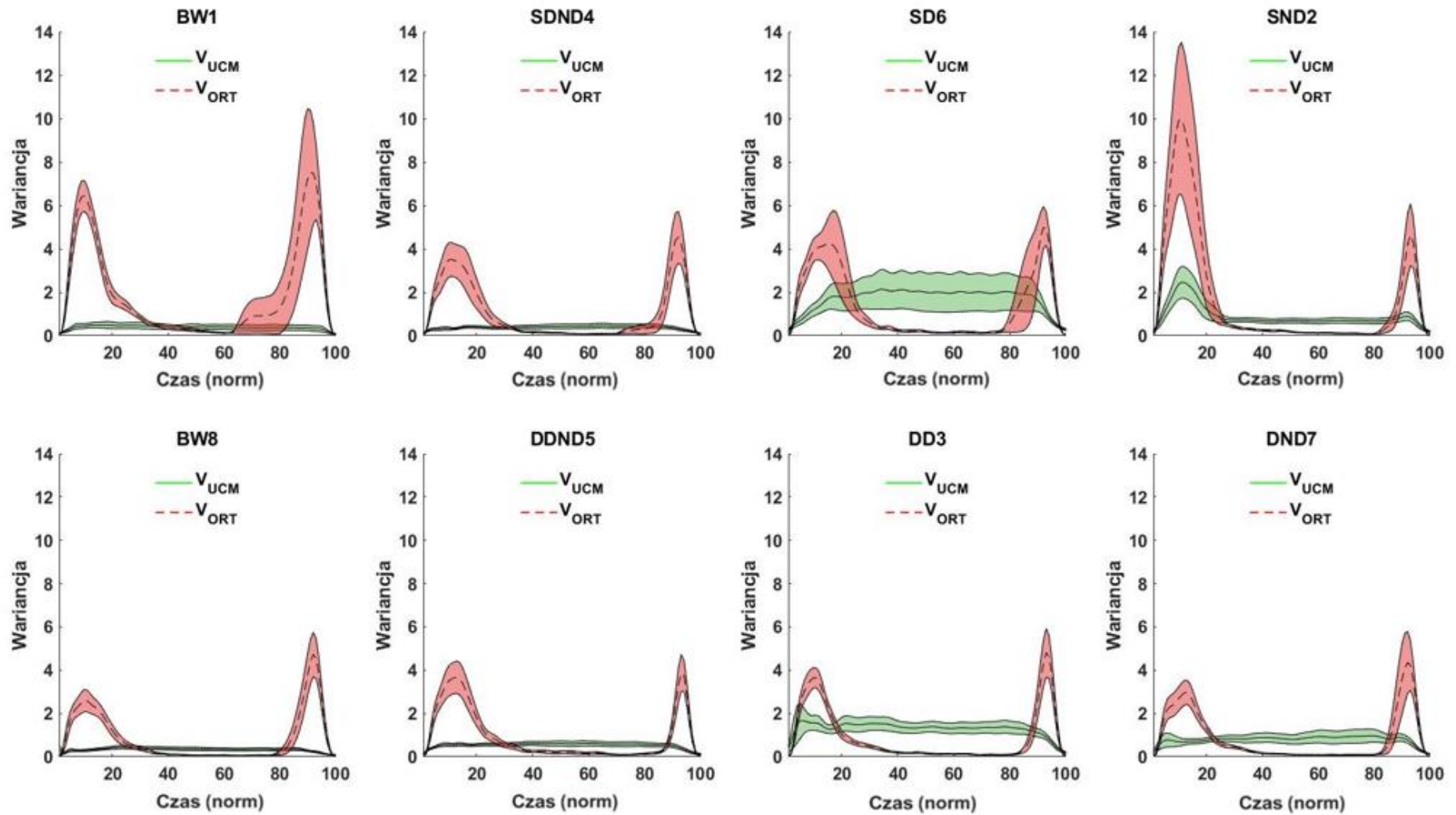
C - Kończyna Niedominująca (DND7)

4.3.2 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych (C)

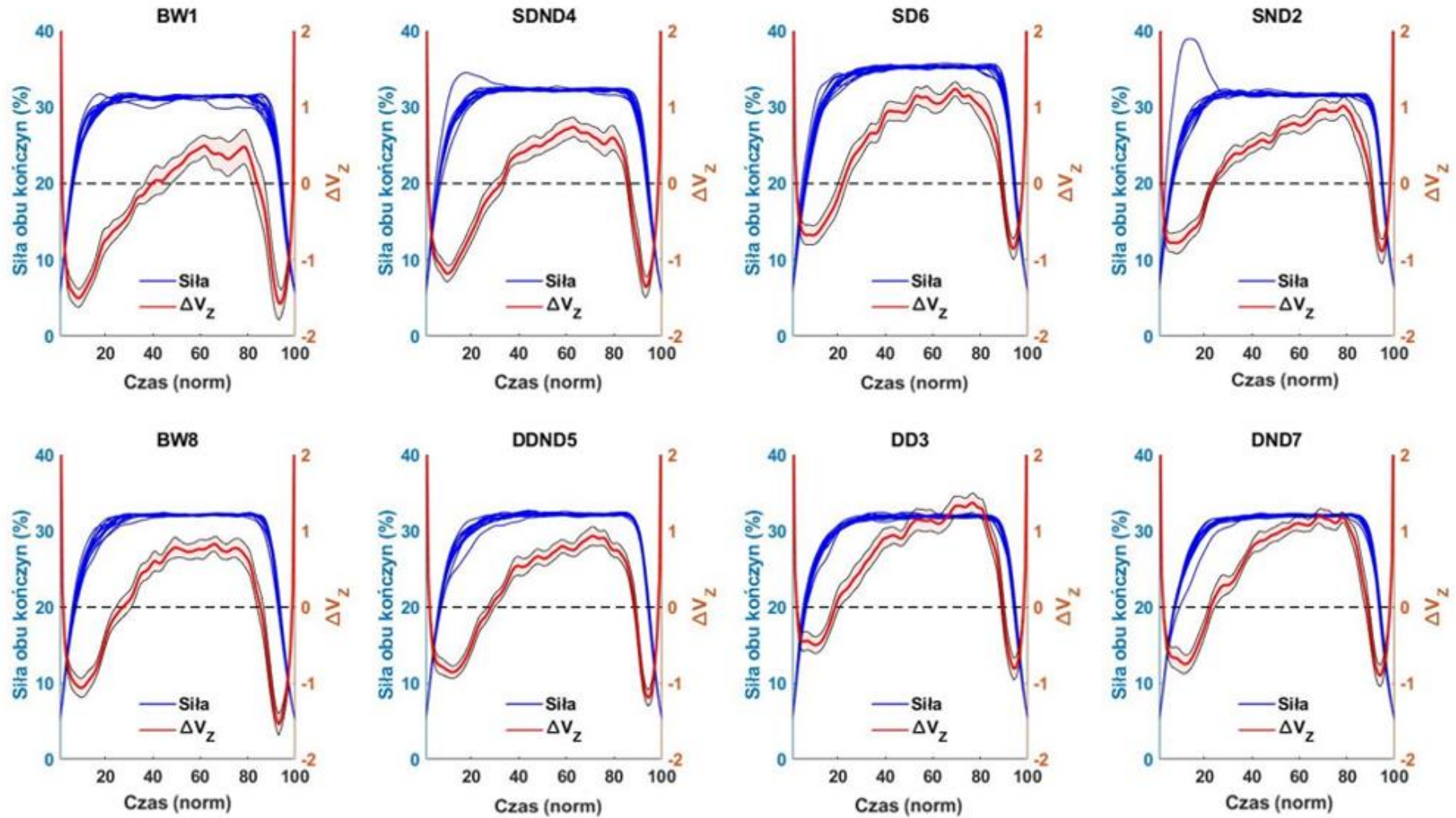
Prezentację wyników analizy wykonania wysiłku fizycznego na formowanie synergii C rozpoczęto od wyższego piętra zakładanej hierarchicznej kontroli synergii motorycznych, (generowanych sił przez kończyny górne), a następnie zaprezentowano wyniki dla niższego piętra (aktywności bioelektrycznej analizowanych mięśni).

UCM na podstawie generowanych sił przez kończyny górne

Prezentacje wyników rozpoczęto od analizy uzyskanej wariancji w badanych dwóch podprzestrzeniach V_{UCMF} i V_{ORTF} dla generowanych sił przez kończyny górne. Rycina 69 prezentuje zarówno zmienność pozytywną jak i negatywną uśrednioną dla wszystkich badanych we wszystkich ośmiu warunkach pomiarowych. Wykazano podobne zachowanie V_{UCMF} i V_{ORTF} we wszystkich warunkach: w początkowej (~0-20%) i końcowej (~80-100%) fazie cyklu pomiarowego V_{ORTF} osiągało zdecydowanie wyższe wartości w stosunku do V_{UCM} , gdzie wyższe wartości od V_{ORTF} zaobserwowano w środkowej części cykli pomiarowych - od ~20-80% dla warunków gdzie wysiłek wykonywała jedna z kończyn oraz od ~40-70% dla warunków, gdzie wysiłkom poddano obie kończyny górne. Wykonywanie wysiłków przez jedną z kończyn spowodowało uzyskiwanie wyższych wartości V_{UCMF} w stosunku do pozostałych warunków. Następnie na podstawie wyznaczonych wariancji w opisywanych podprzestrzeniach wyznaczono wskaźnik synergii (ΔV_{ZF}) dla generowanych sił we wszystkich warunkach pomiarowych. Rycina 70 przedstawia ΔV_{ZF} wraz z sumą generowanych sił przez kończyny dla każdego warunku. Potwierdzono występowanie synergii C dla każdego z badanych warunków ($\Delta V_{ZF} > 0$). Z uwagi na sposób obliczania wskaźnika, wyniki analizy ΔV_{ZF} przyjęły podobny obraz jak w przypadku opisywanych wyżej podprzestrzeni V_{UCMF} i V_{ORTF} . Synergię stwierdzono jedynie w środkowych fazach (~20-80%) cyklu pomiarowego dla badanych warunków. Podobnie jak wyżej dla V_{UCMF} , najwyższe wartości ΔV_{ZF} zaobserwowano dla warunków, gdzie wysiłkom poddawano tylko jedną z kończyn górnych (Ryc. 70). W kolejnym kroku analizy zbadano efekty wykonania wysiłku fizycznego dla V_{UCMF} , V_{ORTF} i ΔV_{ZF} oraz zbadano występowanie różnic pomiędzy typem wykonanego wysiłku, a warunkami jego wykonania (względem zaangażowanych kończyn górnych). Wyniki wykonanych analiz przedstawia tabela 14. Istotny wpływ wykonania wysiłku fizycznego zaobserwowano dla każdej z analizowanych zmiennych. Wykazano istotny wzrost V_{UCMF} dla warunku DD3, SD6 oraz ND7 (Ryc. 71, panel A). Z kolei dla V_{ORTF} stwierdzono istotny spadek dla warunków SND2, SDND4, SD6 i ND7. Ponadto wykazano istotną różnicę (spadek) dla warunku BW8 w stosunku do BW1 (Ryc. 71, panel B).



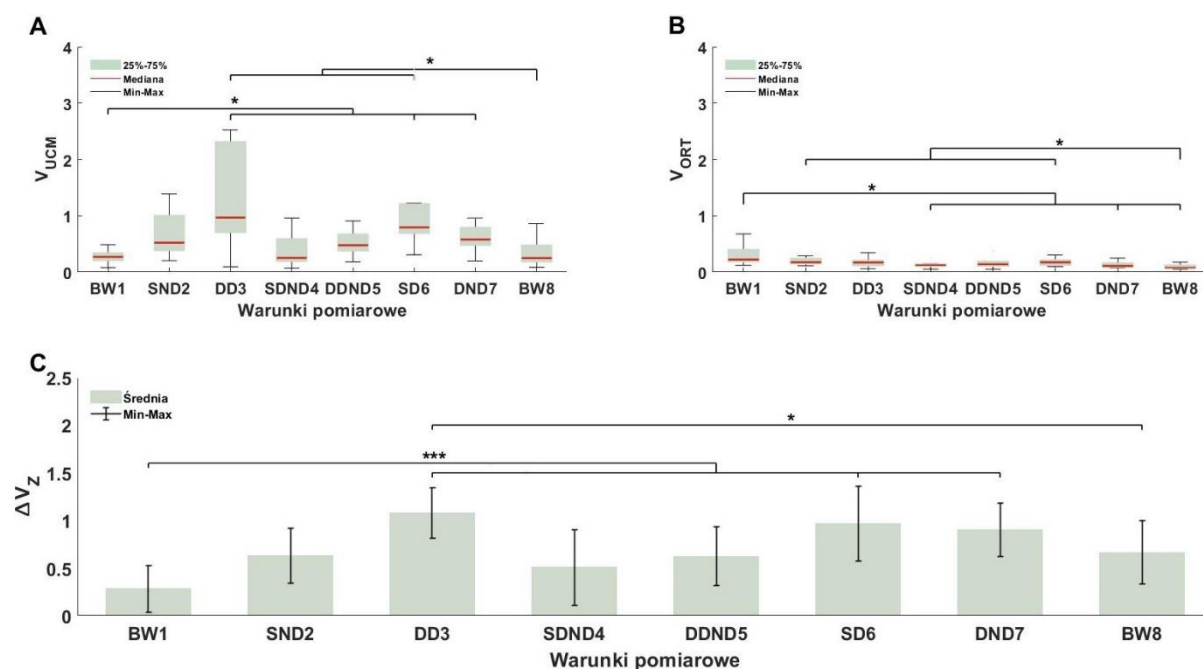
Ryc. 69 Analiza wariancji w dwóch badanych podprzestrzeniach V_{UCM} i V_{ORT} dla sił we wszystkich badanych warunkach pomiarowych



Ryc. 70 Analiza dla wskaźnika synergii (ΔV_z) dla sił we wszystkich badanych warunkach pomiarowych

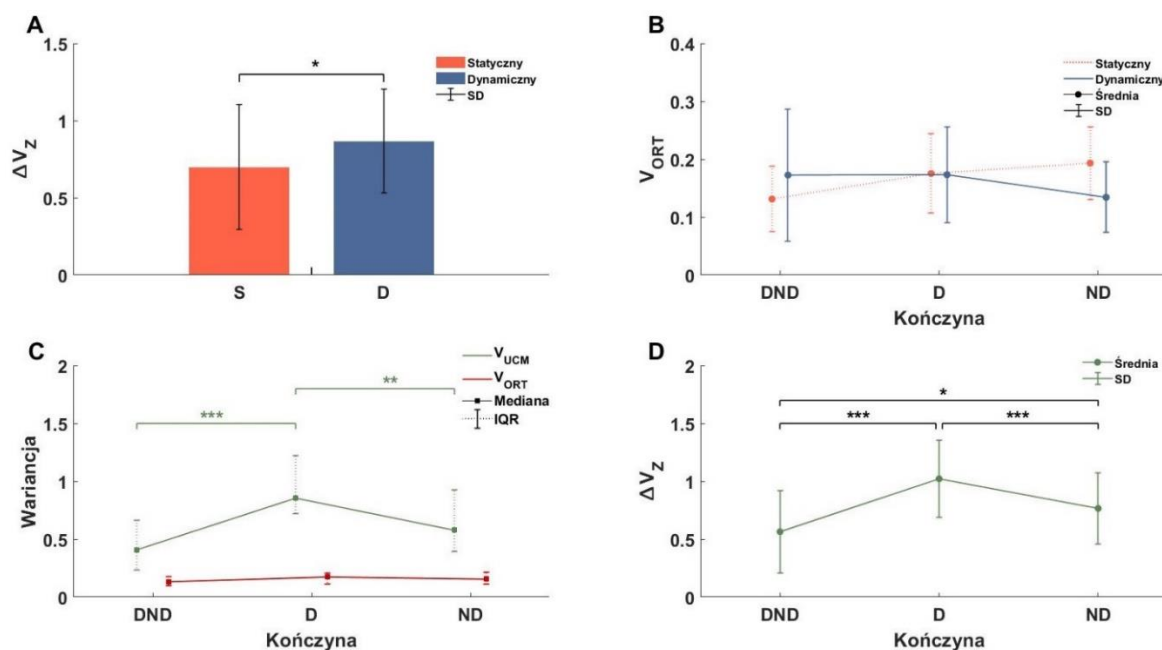
Tabela 14. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na synergie C formowanych na podstawie generowanych sił przez kończyny

Zmienna	Analiza wpływu wysiłku fizycznego	Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków		
	Wysiłek (W)	Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)
V_{UCMF}	$X^2=45.231$ $p<0.000$ $W=0.497$	NS	$X^2=21.000$ $p<0.000$ $W=0.404$	-
V_{ORTF}	$X^2=36.18$ $p<0.000$ $W=0.398$	NS	NS	$F_{(2,24)}=5.668$ $p=0.01$ $\omega^2=0.245$
ΔV_{ZF}	$F_{(7,84)}=8.61$ $p<0.000$ $\omega^2=0.367$	$F_{(1,12)}=6.743$ $p=0.023$ $\omega^2=0.291$	$F_{(2,24)}=18.95$ $p<0.000$ $\omega^2=0.571$	NS

**Ryc. 71** Analiza wpływu wykonania wysiłku fizycznego dla V_{UCMF} , V_{ORF} i ΔV_{ZF} wyznaczanych na podstawie generowanych sił przez kończyny górne.

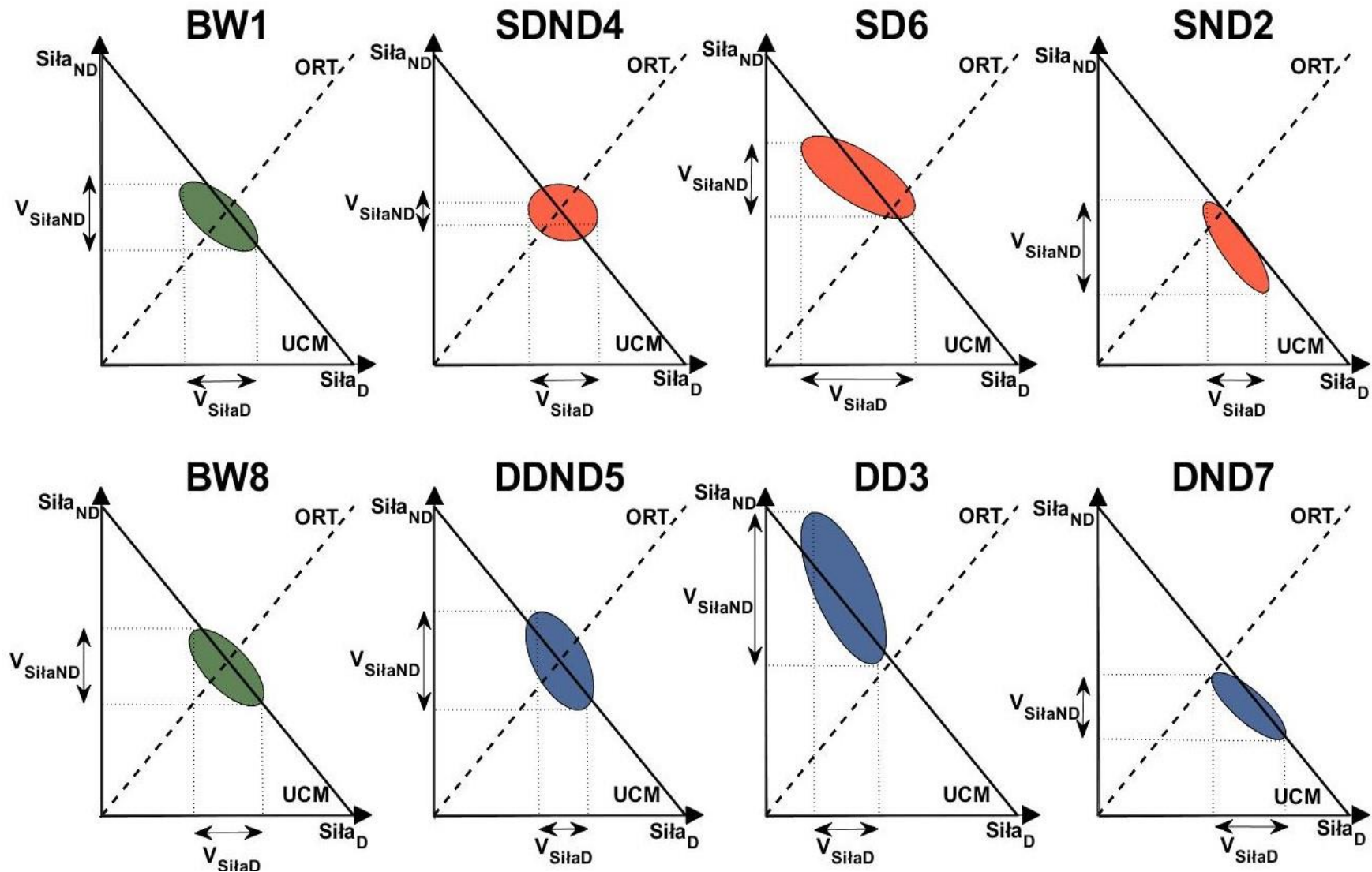
A - wpływ wysiłku dla V_{UCMF} ; **B** - wpływ wysiłku dla V_{ORF} ; **C** - wpływ wysiłku dla ΔV_{ZF}

Dla ΔV_{ZF} wykazano istotny wzrost dla warunków DD3 ($p<0.000$) oraz (p=0.040), SD6 ($p<0.000$) i ND7 ($p<0.000$). Dalsza analiza różnic pomiędzy typami wykonanego wysiłku wykazała istotne różnice jedynie dla ΔV_{ZF} . Wykonanie wysiłków w warunkach dynamicznych spowodowało uzyskanie istotnie wyższych wartości ΔV_{ZF} w odniesieniu do wysiłków wykonanych w warunkach statycznych (p=0.023) (Ryc. 72, panel A). Analiza w zakresie różnic względem warunków wykonania wysiłku, względem zaangażowanych kończyn wykazała istotne różnice jedynie dla V_{UCMF} i ΔV_{ZF} . Niemniej jednak, dla V_{ORF} stwierdzono istotną



Ryc. 72 Analiza różnic dla warunków oraz typów podejmowanych wysiłków oraz interakcji pomiędzy badanymi czynnikami. **A** - porównanie typów wysiłków dla ΔV_{ZF} ; **B** - interakcja pomiędzy czynnikami dla V_{ORF} ; **C** - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla V_{UCMF} , V_{ORF} ; **D** - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla ΔV_{ZF}

interakcję ($p=0.01$) pomiędzy badanymi czynnikami (Ryc. 72, panel B). Wykonanie wysiłków w warunkach dynamicznych przez kończynę dominującą i niedominującą spowodowało uzyskanie niższych wartości V_{ORF} w odniesieniu do warunków statycznych, w przeciwieństwie do wykonywanych wysiłków przez obie kończyny. Dla V_{UCMF} stwierdzono istotny wzrost wariancji dla wysiłków wykonywanych przez kończynę dominującą w stosunku do wysiłków obu kończyn oraz istotny spadek wariancji dla wysiłków kończyny dominującej w odniesieniu do wysiłków kończyny niedominującej (Ryc. 72, panel C). Z kolei dla ΔV_{ZF} osiągnięto podobne rezultaty, stwierdzono istotny wzrost wskaźnika synergii dla warunków gdzie wysiłki wykonywane były przez kończynę dominującą ($p<0.000$) i niedominującą ($p=0.037$) w odniesieniu do wysiłków obu kończyn, a także istotny spadek ΔV_{ZF} dla wysiłków wykonywanych kończyną niedominującą, w stosunku do wysiłków kończyny dominującej ($p=0.006$) (Ryc. 72, panel D). Uzyskane wyniki zaprezentowano także z wykorzystaniem interpretacji graficznej (Ryc. 73) (szczegółowo omówionej w rozdziale pierwszym niniejszej pracy). Wykonanie wysiłku obiema kończynami w warunkach statycznych spowodowało wzrost wariancji generowanej siły przez kończynę dominującą (V_{SILAD}) oraz spadek wariancji siły kończyny niedominującej (V_{SILAND}) w przeciwieństwie do warunków dynamicznych, gdzie

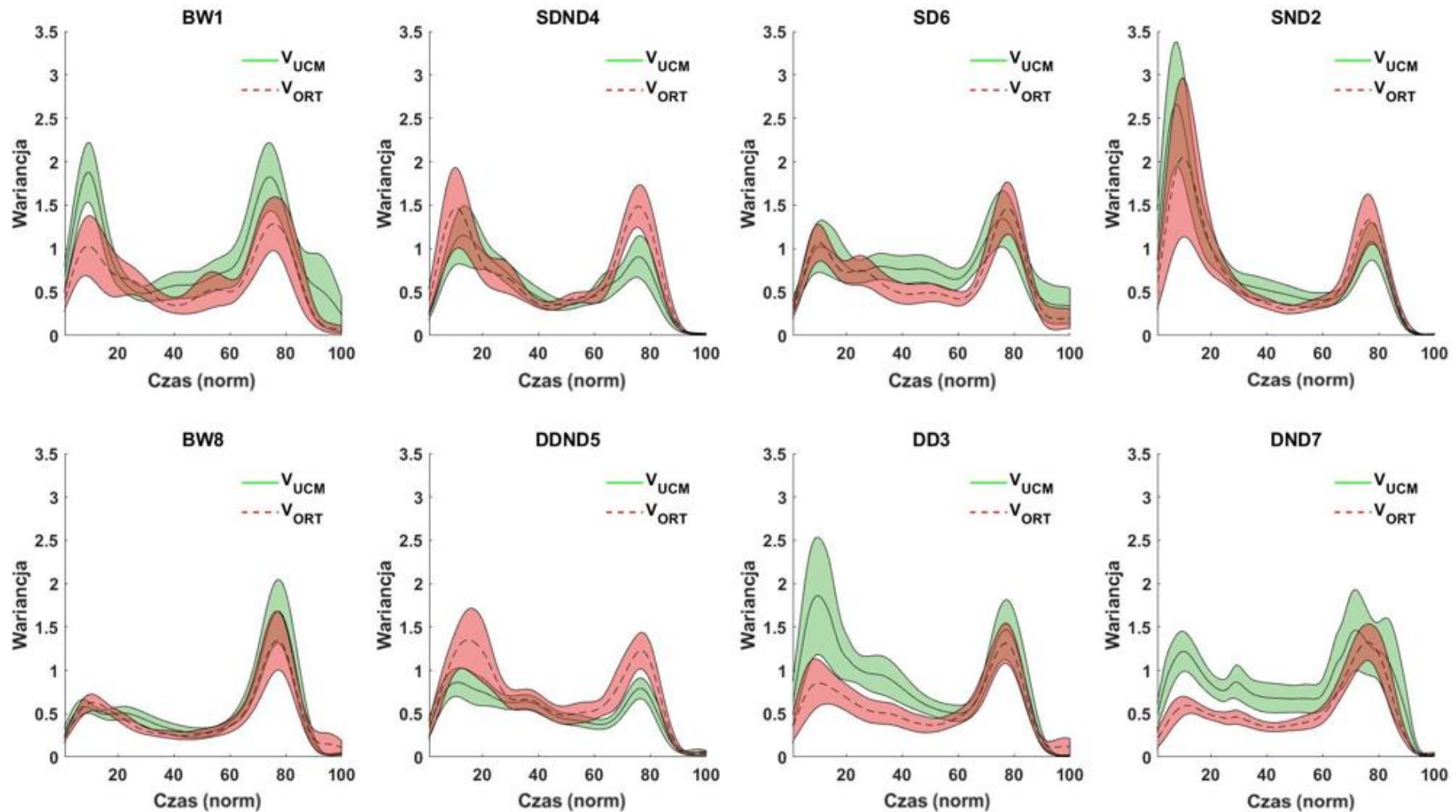


Ryc. 73 Interpretacja graficzna uzyskanych wyników synergii C wyznaczonych na podstawie generowanych sił przez kończyny

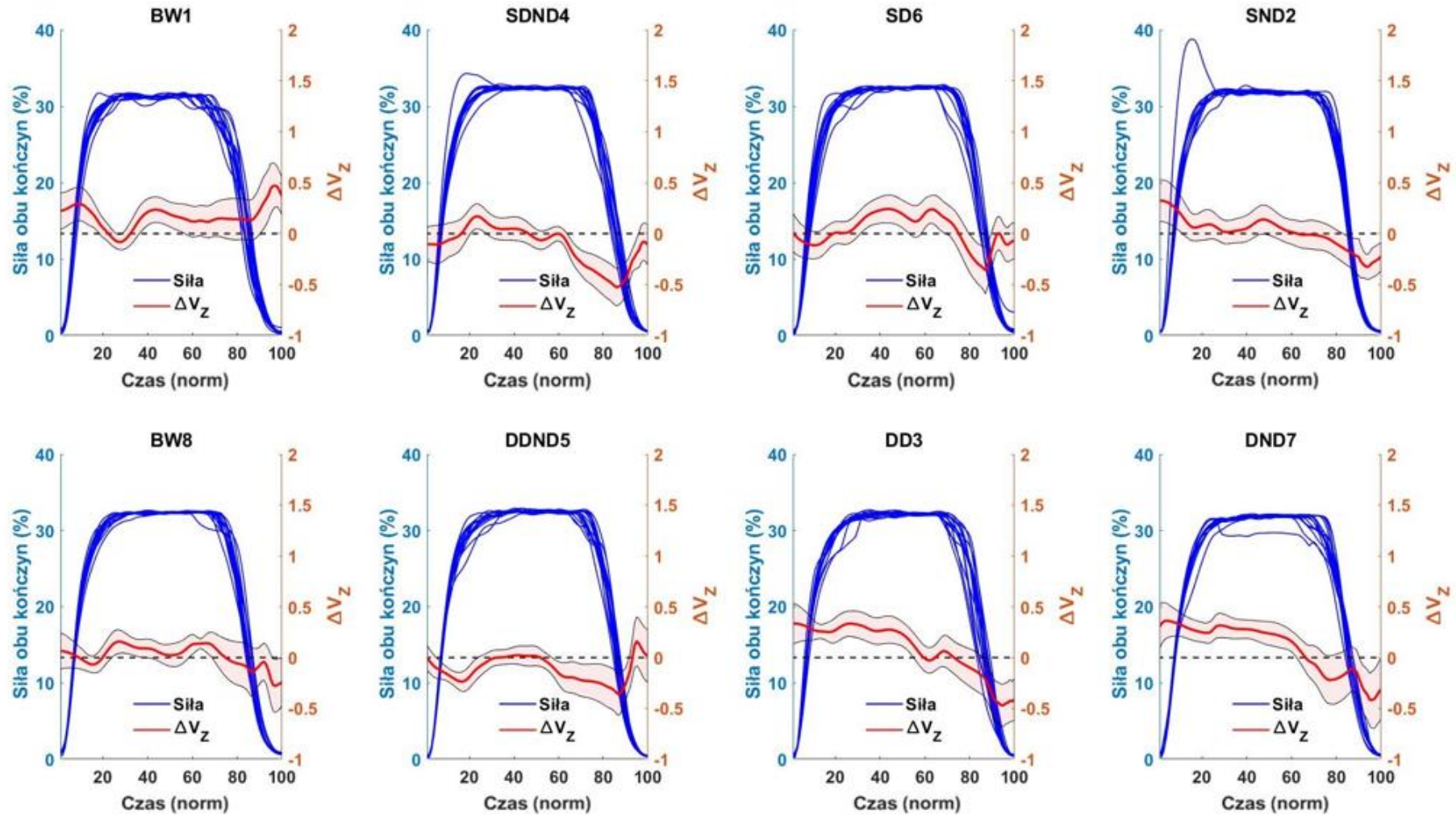
stwierdzono odwrotną zależność. Dla wysiłków kończyny dominującej w warunkach statycznych wykazano wzrost V_{SILAD} w przeciwieństwie do warunków dynamicznych, gdzie nastąpił wzrost V_{SILAND} . Dla wysiłków kończyny niedominującej w warunkach statycznych zaobserwowano podobne zmiany jak dla kończyny dominującej, natomiast w warunkach dynamicznych nastąpił wzrost V_{SILAD} oraz spadek V_{SILAND} .

UCM na podstawie aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG)

Dla prezentacji synergii C wyznaczanej na podstawie bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) zachowano identyczny sposób prezentacji wyników jak w przypadku sił. Rycina 74 przedstawia uśrednioną V_{UCMEMG} i V_{ORTEMG} dla wszystkich badanych we wszystkich ośmiu warunkach pomiarowych. W przypadku wariancji wyznaczanej z aktywności EMG nie można wskazać tak jednoznacznych przebiegów, jak w przypadku sił. Dla każdego z warunków badania zaobserwowano wzrost V_{ORTEMG} w drugiej połowie cyklu pomiarowego (~60-90%). W przeciwieństwie do sił, wyraźny wzrost zmienności negatywnej w pierwszej fazie cyklu pomiarowego (~0-20%) stwierdzono jedynie dla warunków SND2, SDND4 i DDND5. Dla pozostałych warunków wzrost V_{ORTEMG} nie jest tak silny, jak w przypadku wyszczególnionych warunków oraz generowanych sił przez kończyny. W przypadku V_{UCMEMG} zaobserwowano inną tendencję przebiegów w odniesieniu do sił. W większości warunków wykazano dwie fazy cyklu pomiarowego, gdzie V_{UCMEMG} wzrasta: ~0-20% oraz ~60-80%. Jedynie dla warunków BW8 i DDND5 nie stwierdzono wzrostu V_{UCMEMG} w pierwszej fazie cyklu pomiarowego. Wykazano również przyjmowanie wyższych wartości przez V_{UCMEMG} w stosunku do V_{ORTEMG} w środkowej fazie cyklu (~30-60%), z wyłączeniem warunków SDND4 i DDND5, gdzie wysiłkom poddano obie kończyny górne. Ponadto w poniższych warunkach oraz dla SND2 V_{ORTEMG} uzyskała najwyższe wartości, podczas gdy V_{UCMEMG} w warunkach BW1, SND2, DD3, ND7 i BW8 (Ryc. 74). Następnie, na rycinie 75 zaprezentowano przebiegi wskaźnika synergii wraz z generowaną sumą sił przez kończyny górne. W przeciwieństwie do wskaźnika wyznaczanego na podstawie sił, dla ΔV_{ZEMG} nie można wyznaczyć tak jednoznacznie przedziału czasowego w cyklu, stwierdzającego formowanie synergii C (Ryc. 75). Dla każdego z warunków wraz z rozpoczęciem cyklu (~0-10%) wskaźnik synergii przyjmował wartości dodatnie. Następnie dla środkowej części cyklu pomiarowego (~10-60%) następuje stabilizacja wartości ΔV_{ZEMG} , podczas gdy w ostatniej fazie (~60-100%) wskaźnik wykazuje tendencję spadkową, przyjmując wartości ujemne pod koniec cyklu pomiarowego. Z uwagi na przebiegi V_{UCMEMG} i V_{ORTEMG} najmniejsze wartości synergii dla analizowanych środkowych sekund cyklu pomiarowego stwierdzono dla warunków gdzie wysiłkom poddano obie kończyny.



Ryc. 74 Analiza wariancji w dwóch badanych podprzestrzeniach V_{UCM} i V_{ORT} dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) we wszystkich badanych warunkach pomiarowych



Ryc. 75 Analiza dla wskaźnika synergii (ΔV_z) dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG)

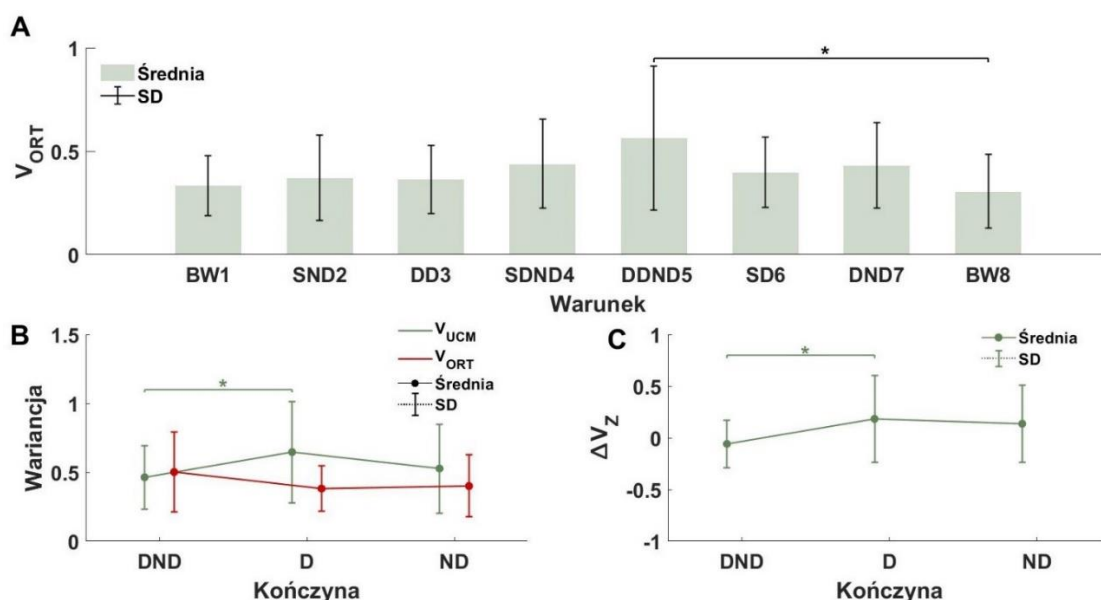
we wszystkich badanych warunkach pomiarowych

Podobnie jak w przypadku sił, w kolejnym kroku analizy zbadano efekty wykonania wysiłku fizycznego dla V_{UCMEMG} , V_{ORTEMG} i ΔV_{ZEMG} oraz zbadano występowanie różnic pomiędzy typem wykonanego wysiłku, a warunkami jego wykonania (względem zaangażowanych kończyn górnych). Wyniki wykonanych analiz przedstawia tabela 15.

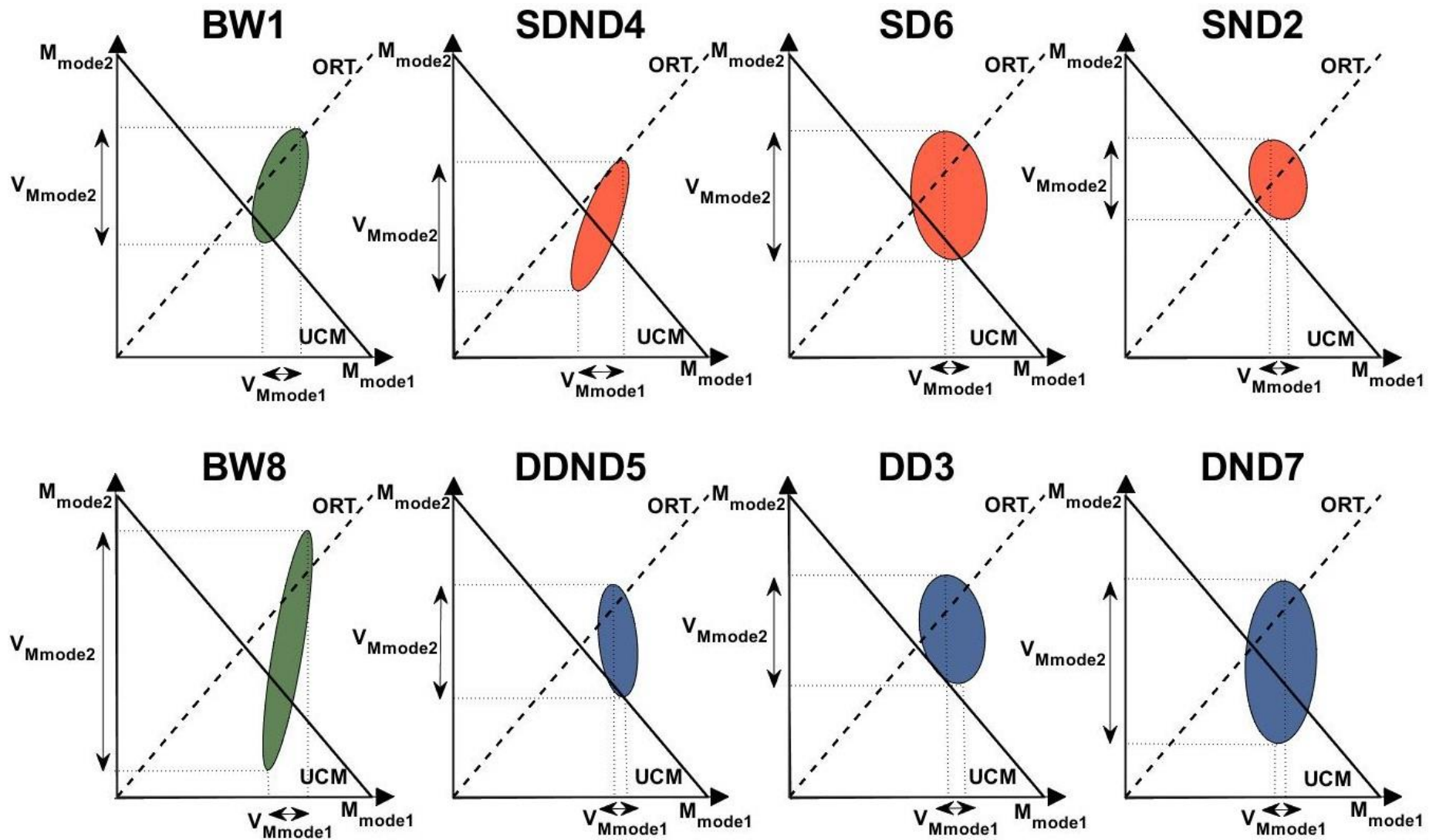
Tabela 15. Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na synergie C formowanych na podstawie bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG)

Zmienna	Analiza wpływu wysiłku fizycznego		Analiza różnic pomiędzy typami oraz warunkami wykonania wysiłków		
	Wysiłek (W)		Wysiłek (W_S/D)	Kończyna (K)	Interakcja (W_S/D*K)
V_{UCMEMG}	NS		NS	$F_{(2,24)}=5.029$ $p=0.015$ $\omega^2=0.229$	NS
V_{ORTEMG}	$F_{(7,84)}=2.133$ $p=0.049$ $\omega^2=0.079$		NS	NS	NS
ΔV_{ZEMG}	NS		NS	$F_{(2,24)}=3.788$ $p=0.037$ $\omega^2=0.172$	NS

Wykazano istotny wpływ wykonania wysiłku fizycznego jedynie dla V_{ORTEMG} . Stwierdzono istotny wzrost wariancji dla warunku DDND5 w stosunku do warunku BW8 ($p=0.358$) (Ryc. 76, panel A).



Ryc. 76 Analiza wpływu wykonania wysiłku fizycznego dla synergii wyznaczanych na podstawie sygnału EMG. **A** - wpływ wysiłku dla V_{ORTEMG} ; **B** - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla V_{UCMEMG} ; **C** - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla ΔV_{ZEMG}



Ryc. 77 Interpretacja graficzna uzyskanych wyników synergii C wyznaczonych na podstawie bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG)

Ponadto wykazano istotne różnice dla V_{UCMEMG} i ΔV_{ZEMG} dla warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn. Zarówno dla V_{UCMEMG} jak i ΔV_{ZEMG} stwierdzono istotny wzrost dla warunków, w których wysiłek wykonywany był przez kończynę dominującą ($p=0.014$) (Ryc. 76, panel B) i ($p=0.048$) (Ryc. 76, panel C), w stosunku do wysiłków wykonywanych przez obie kończyny.

Uzyskane wyniki zaprezentowano także z wykorzystaniem interpretacji graficznej (Ryc. 77). Wykonanie wysiłku obiema kończynami w warunkach statycznych spowodowało zwiększenie zarówno wariancji M-mode 1 (V_{Mmode1}) jak i M-mode 2 (V_{Mmode2}), w przeciwieństwie do warunków dynamicznych, gdzie analizowana wariancja uległa zmniejszeniu-zwłaszcza V_{Mmode1} . Dla wysiłków wykonywanych przez kończynę dominującą w warunkach statycznych i dynamicznych, wartości V_{Mmode1} i V_{Mmode2} spadły. Dla V_{Mmode1} zaobserwowano wyraźny spadek, podobnie jak dla pozostałych warunków pomiarowych względem BW1. Podobne rezultaty osiągniętych wartości wariancji dla M-modes zaobserwowano dla wysiłku wykonanego kończyną niedominującą w warunkach statycznych. W warunkach dynamicznych z kolei, obok wyraźnego spadku wartości V_{Mmode1} zaobserwowano wzrost wariancji V_{Mmode2} . Wykazano również wyraźny wzrost wariancji V_{Mmode2} przy niewielkim zmniejszeniu V_{Mmode1} dla warunku BW8 względem BW1.

ROZDZIAŁ V

DYSKUSJA

Głównym celem pracy było określenie wpływu wysiłku fizycznego o charakterze siłowym na formowanie synergii motorycznych. Dyskusję napisano zachowując przyjętą wcześniej kolejność prezentowania wyników w rozdziale czwartym.

5.1 Wyznaczenie minimalnej ilości powtórzeń badanego zadania motorycznego w celu zastosowania analizy UCM

Analiza UCM pozwala na ilościową ocenę występowania zjawiska zmienności analizowanych zmiennych w czasie, lub powtarzalności wartości tych zmiennych z powtórzenia na powtórzenie ruchu (Schöner 1990). Pomimo wykorzystywania jej do oceny koordynacji ruchów, w wielu zadaniach motorycznych w aspekcie generowania siły, w piśmiennictwie nie wskazuje się liczby niezbędnych powtórzeń pomiarowych zapewniającej dobry/doskonały poziom rzetelności podczas jej stosowania. Wśród stosujących ją badaczy panuje duże zróżnicowanie nie tylko w zakresie liczby powtórzeń pomiarowych, ale także poziomu intensywności wykonanego zadania motorycznego (*załącznik nr 7 w aneksie*). Taka dysproporcja w zakresie intensywności zadania wydaje się być zależna od wykorzystanej metody stosowania analizy UCM. W piśmiennictwie wyróżnia się trzy główne, szeroko stosowane metody (Freitas i wsp. 2018). Pierwsza z nich dotyczy oceny wariancji pomiędzy kolejnymi powtórzeniami pomiarowymi wewnątrz podprzestrzeni UCM i ORT. Wykonanie wielu powtórzeń zapewnia stabilność wykonanego zadania poprzez występowanie coraz mniejszych różnic pomiędzy poszczególnymi próbami. Druga metoda oceny zmian w dwóch podprzestrzeniach wariancji polega na wykonaniu szybkiego ruchu, mającego na celu wytrącenie układu ze stanu stabilności. Idea powyższej metody leży w ocenie zachowania stabilności układu, po wystąpieniu bodźca zakłócającego. Trzecia metoda, dotyczy oceny powiązania badanych zmiennych z hipotezą RC oraz sztywnością mięśniową (Latash, 2010b; Ambike i wsp. 2016a).

W związku z powyższym, celem drugiego etapu badań było wyznaczenie minimalnej, niezbędnej ilości powtórzeń badanego zadania motorycznego dla stosowania analizy UCM w aspekcie generowania sił o różnym poziomie intensywności (ocena wariancji pomiędzy powtórzeniami zadania wewnątrz dwóch podprzestrzeni). Przeprowadzona analiza wykazała konieczność wykonania co najmniej 19 powtórzeń badanego zadania dla intensywności 15% MVF, 13 powtórzeń dla intensywności 30% MVF oraz 21 powtórzeń dla intensywności 50%

MVF dla przeprowadzenia analizy UCM na co najmniej dobrym poziomie rzetelności. W nawiązaniu do pierwszych wstępnych badań Latasha i wsp. (2010b) w aspekcie liczby niezbędnych powtórzeń wykonania zadania, uzyskano stosunkowo spójne wyniki. W cytowanym eksperymencie sugerowano wykonanie jak największej liczby powtórzeń pomiarowych w miarę możliwości przeprowadzenia danego eksperymentu. Opisano nieopublikowane badania, które określały wysoką rzetelność analizy UCM po wykonaniu co najmniej 20 powtórzeń badanego zadania motorycznego. Analizując dane zaprezentowane w tabeli nr X w aneksie, większość autorów wykorzystujących powyższą metodę stosowało się do przytoczonej sugestii stosując daną liczbę pomiarów. W piśmiennictwie, istnieje relatywnie mała liczba prac próbujących ustalić minimalną liczbę powtórzeń zadania motorycznego w celu stosowania analizy UCM. de Freitas i wsp. (2018) wyznaczyli poziom rzetelności wskazanych wcześniej trzech metod stosowania UCM. Uzyskane wyniki sugerują wykonanie co najmniej dziesięciu do dwudziestu-czterech powtórzeń zadania zapewniających rzetelny poziom wariacji pomiędzy powtórzeniami. Tak wyznaczona liczba powtórzeń pomiarowych jest spójna z wynikami przeprowadzonej analizy w niniejszym eksperymencie (w drugim etapie badań) dla wszystkich badanych intensywności zadania motorycznego. Co więcej Freitas i wsp. (2018) wyznaczyli jako wymagane cztery powtórzenia zadania dla ΔV_z . Według przeprowadzonej analizy w niniejszej pracy, cztery powtórzenia są niewystarczające dla rzetelnego zastosowania analizy UCM, osiągając zaledwie rzetelność słabą/dopuszczalną dla ΔV_z . Niemniej jednak, przeprowadzana ocena rzetelności powinna być realizowana z rozwagą, z uwzględnieniem sposobu obliczania wskaźnika synergii, w pełni uzależnionego od wariacji obliczanej w podprzestrzeniach UCM i ORT. Należy także uwzględnić fakt stosowania logarytmizacji wskaźnika (Solnik i wsp. 2013, 2020) umożliwiającego właściwą interpretację statystyczną uzyskanych wyników. Z kolei w innym badaniu (Tawy i wsp. 2018) wykonano pięćdziesiąt powtórzeń pomiarowych dla zastosowania analizy UCM w badaniach chodu człowieka. Liczba zastosowanych przez nich powtórzeń została potwierdzona przez Rosenblatta i Hurta (2019), gdzie wyznaczono minimalną liczbę powtórzeń pomiarowych (cechujących się doskonałym poziomem rzetelności) podczas stosowania analizy UCM dla chodu w liczbie czterdziestu-dziewięciu dla V_{UCM} , czterdziestu-ośmiu dla V_{ORT} i szesnastu dla ΔV_z . Z uwagi na małą zmienność mierzonych parametrów (<20% pomiędzy piętnastym, a pięćdziesiątym powtórzeniem, rekomendowano zastosowanie co najmniej szesnastu powtórzeń dla chodu). W drugim etapie badań niniejszego eksperymentu uzyskano zbliżone rezultaty dla wszystkich badanych intensywności zadania począwszy od trzynastu do dwudziestu-jeden wymaganych powtórzeń badanego zadania motorycznego, zapewniając co

najmniej dobry poziom rzetelności. Cytowane również badania de Freitas i wsp. (2018) rekomendują stosowanie co najmniej dziesięciu do czternastu powtórzeń zadania motorycznego wyznaczając ΔV_z przez pryzmat wariacji pomiędzy powtórzeniami.

Stosowanie kilkunastu powtórzeń badanego zadania motorycznego wyklucza stosowanie analizy UCM w oparciu o wariację wyznaczaną z powtórzenia na powtórzenie u wielu populacji m.in. osób starszych czy pacjentów cierpiących na różne jednostki chorobowe (przede wszystkim choroby neurodegeneracyjne, szeroko opisane w Latash i Huang (2015) oraz Vaz (2017)). Ponadto, pacjenci nie będą w stanie zachować koncentracji przez cały czas trwania pomiaru (Green i wsp. 1989; Mirsky 1995). W związku z powyższym szukano innych rozwiązań podczas stosowania analizy UCM. Scholz i wsp. (2003) zastosowali podobną analizę UCM z wykonaniem jednego powtórzenia pomiarowego u osób z zespołem Downa. Osiągnięte wyniki były obiecujące, niemniej jednak występowanie dużych ograniczeń zastosowanej metody m.in. w zakresie obliczeniowym dla Jakobianu, gdzie musi on pozostać bez zmian przez cały czas trwania pomiaru, nie pozwala na jej szerokie zastosowanie. W tak specyficznych przypadkach stosuje się drugą odmianę analizy UCM. Wspomniana wyżej ocena zmian w dwóch podprzestrzeniach wariacji polega na wykonaniu szybkiego ruchu, mającego na celu wytrącenie układu ze stanu stabilności. W piśmiennictwie wskazana metoda nosi miano *ang. Motor Equivalent (ME)* oraz *non-Motor Equivalent (nME)* (Mattos i wsp. 2015). Badania de Freitas i wsp (2018) rekomendują stosowanie jedynie czterech do ośmiu powtórzeń dla ME i nME. Powyższa analiza umożliwia stosowanie pojedynczych prób. W kilku pracach korelowano jej wyniki z V_{UCM} oraz V_{ORT} w badaniach równowagi (Furmanek i wsp. 2017) oraz u pacjentów z chorobą Parkinsona (Falaki i wsp. 2016).

Podsumowując, uzyskane wyniki analizy rzetelności, potwierdzają postawioną tezę: im więcej powtórzeń wykonania zadania, tym lepsza rzetelność uzyskiwanych wariacji oraz wskaźnika synergii (Latash i wsp. 2010b). **Przeprowadzona analiza rzetelności pomiarowej pozwoliła na wyznaczenie niezbędnej liczby powtórzeń wykonania badanego zadania motorycznego w celu zastosowania analizy UCM na wymaganym poziomie rzetelności, co potwierdza pierwszą z postawionych hipotez badawczych.** Należy podkreślić, że w niniejszej pracy, mierzono siły oraz bioelektryczną aktywność mięśniową zginaczy stawów łokciowych jedynie w warunkach statycznych. Przypuszcza się, że im więcej zaangażowanych struktur układu ruchu w wykonanie danej czynności ruchowej, tym więcej powtórzeń potrzeba aby stosować analizę UCM na rzetelnym poziomie (jak zasugerowano podczas badań chodu).

Subiektywna ocena wykonania wysiłku fizycznego badanych osób

Dokonana analiza wpływu wykonania wysiłków fizycznych o różnym charakterze, wykazała istotny wpływ jego wykonania na subiektywne odczucia osób badanych (Ryc. 44). Zastosowanie zmodyfikowanej skali Borga w dwóch odsłonach, subiektywnego zmęczenia całego ciała oraz ramion, pozwoliło ustalić istotny wpływ niemal każdego z wykonanych wysiłków podczas trwania eksperymentu. W przypadku oceny wykonanej dla całego ciała, jedynie wysiłek kończyny dominującej w warunkach dynamicznych okazał się nie wpłynąć istotnie na odczucia badanych. Ponadto wysiłki wykonywane w warunkach statycznych okazały się istotnie cięższe dla badanych w odniesieniu do wysiłków w warunkach dynamicznych. Dla subiektywnego odczucia ciężkości wysiłku ramion, jedynie wykonanie wysiłku przez kończynę niedominującą w warunkach dynamicznych nie wpłynęło istotnie na odczucia badanych. W niniejszej pracy zdecydowano się wykorzystać skalę Borga w celu sprawdzenia postawionych hipotez badawczych, w przeciwieństwie do traktowania jej jako narzędzia (kryterium), według którego określano skuteczność przeprowadzonego protokołu wykonania wysiłków (Gates i Dingwell 2011; Cantú i wsp. 2014; Cowley i wsp. 2014). Takie wykorzystanie skali pozwoliło ustalić istotne różnice w odczuciu badanych pomiędzy warunkami wykonania zadania (statyczne/dynamiczne). Podobnie, zastosowanie skali Borga pozwoliło Madeleine i wsp. (2002) określić istotne różnice pomiędzy różnymi warunkami wykonania zadania (ciągłe i przerywane) w kontekście otrzymywanego feedbacku. Informacja zwrotna pozyskiwana z proprioceptorów przyczyniła się do uzyskiwania większych wartości subiektywnego odczucia ciężkości wysiłków w porównaniu do informacji zwrotnej wzrokowej (przy kilku różnych intensywnościach wykonania badanego zadania motorycznego). Huysmans i wsp. (2008) wykorzystali zmodyfikowaną skalę Borga dla oceny ciężkości wysiłku dla czasu jego trwania podczas ruchów śledzenia. Im dłuższy czas wysiłku, tym większe raportowane wartości przez badanych. Tożsame wnioski wykazali również Maluf i wsp. (2005) gdzie zmiana przyjętej pozycji oraz intensywności zadania powodowały zwiększenie uzyskiwanych ocen w skali Borga wraz z długością trwania wysiłku. W innych badaniach wykorzystano również skalę Borga w kontekście nie tylko czasu trwania zastosowanych wysiłków, ale także w aspekcie płci (Hunter i Enoka 2001; Yoon i wsp. 2007). Zastosowane wysiłki fizyczne wpływały w podobny sposób na ocenę ich ciężkości zarówno u mężczyzn jak i kobiet (u kobiet wzrost uzyskiwanych wartości był bardziej stopniowy). Reasumując, uzyskane wyniki w niniejszej pracy potwierdzają użyteczność stosowania skali Borga w celu analizy wpływu wykonania wysiłków fizycznych na wiele różnych aspektów wykonywania badanych zadań motorycznych.

5.2 Wpływ wysiłku fizycznego na wykonanie badanego zadania motorycznego

Przeprowadzone analizy w zakresie generowanych sił przez kończyny górne wykazały istotne zmiany dla trzech spośród pięciu wybranych zmiennych związanych z generowaniem sił (Ryc. 45). Podjęte przez badanych wysiłki fizyczne, wykonywane w różnych warunkach nie wpłynęły w sposób istotny na sumę generowanych sił obu kończyn oraz popełniany błąd, jednakże zaobserwowano istotne zmiany po wykonaniu wysiłków dla siły generowanej przez kończynę dominującą, niedominującą, a także dla różnicy wartości generowanej siły pomiędzy nimi. Istotne różnice wykazano jedynie dla warunków gdzie wysiłek wykonywała tylko jedna z kończyn, niezależnie od typu wysiłku. Natomiast dla różnicy sił pomiędzy kończynami istotną zmianę zaobserwowano jedynie dla wysiłku wykonanego kończyną dominującą w warunkach dynamicznych.

Wykonanie wysiłku fizycznego polegającego na generowaniu sił powoduje zmniejszenie możliwości wytworzenia maksymalnej siły przez zaangażowane w wysiłek mięśnie. W piśmiennictwie, najszerzej wykorzystywanym sposobem oceny wykonania wysiłku jest ocena uzyskiwanej maksymalnej wartości siły w teście MVF. Wielu badaczy dokonując powyższej oceny, uzyskała istotny spadek wyniku testu MVF potwierdzając tym samym efekty wykonania wysiłków. Powyższej oceny dokonano dla wielu czynności wykonywanych przez kończyny górne: dla ruchów palców u dłoni (Danion i wsp. 2001; Post i wsp. 2008; Danna Dos Santos i wsp. 2010), ścisku ręki (Gates i Dingwell 2011; Cowley i wsp. 2014), śledzenia (Huysmans i wsp. 2008), sięgania (Fuller i wsp. 2009), czy wskazywania celu (Cantú i wsp. 2014). Jednakże, w niniejszej pracy nie stwierdzono istotnego zmniejszenia generowanej siły przez obie kończyny górne po wykonaniu wysiłków. W odróżnieniu od wyszczególnionych wyżej badań, a także spadku wartości siły uzyskiwanej w teście MVF w badaniach nad kontrolą ruchu w stawie łokciowym (Hunter i Enoka 2001; Semmler i wsp. 2007; Missenard i wsp. 2008a; Yoon i wsp. 2013) w przeprowadzonym w niniejszej rozprawie eksperymencie nie badano maksymalnych możliwości generowania siły przez kończyny górne. Głównym zadaniem osób badanych było wygenerowanie sił o relatywnie niskiej wartości 30% wyniku testu MVF. Podobną metodologię badań przyjął Madeleine i wsp. (2002), badając efekt wykonania wysiłków o różnym charakterze (wysiłki ciągle i przerywane) w różnych warunkach, gdzie również nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic. W tak przyjętej metodologii celem badania nie jest określenie ilościowej oceny spadku możliwości zaangażowanych w wykonanie zadania mięśni w zakresie

generowania siły, a ocena wykonania zadania obiema kończynami (wygenerowanie siły przez obie kończyny o zadanej intensywności). Z tego powodu analizowano błędy osób badanych, w postaci przeszacowania lub niedoszacowania generowanych sił do zadanej wartości. Pod wpływem wysiłku fizycznego wartości popełnianych błędów ulegały zwiększeniu, jednak ich wzrost okazał się nieistotny statystycznie. Uzyskane w ten sposób wyniki stoją w sprzeczności z wcześniejszymi doniesieniami z literatury, gdzie wykonanie wysiłku powodowało istotne zmniejszenie dokładności wykonywania badanych ruchów. W badaniach Singha i wsp. (2010a, 2012, 2013) niezależnie od typu wykonania wysiłku, błąd popełniany przez badanych okazywał się istotny statystycznie, co także zostało potwierdzone w badaniach Parka i wsp. (2012). Wspomniani badacze badali jednak ruchy palców u dłoni, a także postawili przed badanymi cel o wyższym zakresie intensywności niż w niniejszej pracy. Zwiększone wartości popełnianych błędów przez badanych raportowali także inni badacze (Missenard i wsp. 2008b; Chen i wsp. 2012), oceniający kinematykę ruchów. Niemniej jednak, w piśmiennictwie istnieją badania, gdzie wykonanie wysiłku fizycznego przyczyniło się do zmniejszenia błędów wykonywanych przez badanych, przykładowo Cowley i wsp. (2014) raportowali mniejszy błąd dla charakterystyk czasowych wykonania ruchów kończyną górną. Brak istotnych zmian w zakresie popełnianego błędu okazało się być niespodziewane i niezgodne z postawioną wcześniej drugą hipotezą badawczą.

W kolejnym kroku analiz wykazano istotne różnice dla generowanych sił przez kończynę dominującą oraz niedominującą, zależnie od warunków wykonania wysiłków. Wyniki, okazały się zgodne z postawioną hipotezą w aspekcie spadku generowanych sił po podjęciu wysiłku fizycznego przez badanych. Ponadto zaobserwowano różnice pomiędzy generowanymi siłami obu kończyn tylko po wykonaniu wysiłku przez kończynę dominującą w warunkach dynamicznych (*Ryc. 46*). Powyższe zmiany są zgodne z wynikami kolejnej analizy, wykazującymi, że dla wykonywanej czynności motorycznej istotnym okazało się, która z kończyn wykonywała wysiłek. Stwierdzono istotne różnice pomiędzy wszystkimi trzema warunkami wykonywania wysiłków: dla obu kończyn, kończyny dominującej oraz niedominującej. Ponadto, po raz kolejny wykazano, że różnica sił pomiędzy kończynami była zależna tylko od warunków męczenia kończyny dominującej. Zaobserwowane zmiany w kontekście zależności uzyskanych wyników od męczenia poszczególnych kończyn wspierają hipotezę kontroli ruchów kończyn postawioną przez Sainburga i wsp. (2002) (omówione w dalszej części rozdziału), jednakże zastanawiającym jest fakt ponownego nie odnotowania istotnych zmian dla warunków generowania sił, gdzie obie kończyny wykonywały wysiłek w tym samym czasie. Na tak uzyskane wyniki, obok wskazanej wyżej hipotezy Sainburga,

mogą wpływać dwa inne mechanizmy wskazane przez Howarda i Enokę (1991). Pierwszym z nich jest *ang. cross - education*, polegającym na przeniesieniu do przeciwległej kończyny efektów wykonania wysiłków fizycznych (treningu) po jednej stronie ciała (szeroko opisane przez Enokę (1988). Mechanizm ten wykorzystywany jest przede wszystkim w rehabilitacji (Hendy i wsp. 2012; Ehrensberger i wsp. 2016; Green i Gabriel 2018) gdzie potwierdzono pozytywny wpływ ćwiczeń jednej kończyny, na wzrost możliwości siły u przeciwnej w zakresie 8-12% (Munn i wsp. 2004; Carroll i wsp. 2006; Manca i wsp. 2017). Drugim wskazanym przez badaczy mechanizmem, który prawdopodobnie może wyjaśniać uzyskane rezultaty badań jest *ang. bilateral deficit*. Zakłada on, że maksymalna siła wytwarzana jednocześnie przez obie kończyny jest niższa, niż suma maksymalnych wytwarzanych sił przez każdą z nich (spadek generowanej siły mieści się w przedziale 5-25%) (Enoka 1988; Howard i Enoka 1991; Zijdwind i Kernell 2001). Pomimo wielu badań, podłoże omawianego mechanizmu nie jest do końca poznane. Jeżeli „bilateralne” współdziałanie zaangażowanych mięśni stanowi problem dla OUN podczas kontroli jednoczesnych ruchów obu kończyn (generowanie maksymalnych sił), można postawić hipotezę na temat różnic pomiędzy aktywnością agonistów i antagonistów podczas skurczów o submaksymalnej intensywności. Interesującym również wydaje się występowanie zjawiska deficytu siły w obustronnych ruchach zginania/prostowania kończyn, oraz jego brak dla ruchów zginania w jednej i prostowania w drugiej kończynie. Badacze sugerują, że jego działanie opiera się na wspólnym działaniu wielu innych mechanizmów (szeroko opisane przez Škarabota i wsp. 2016). Niemniej jednak potwierdzono empirycznie jego częstsze występowanie podczas wykonywania zadań w warunkach dynamicznych (Škarabot i wsp. 2016) jak i dla kończyn górnych w stosunku do kończyn dolnych (Jakobi i Cafarelli 1998) oraz większy spadek sił po stronie górnej kończyny dominującej (Oda i Moritani 1994, 1995; Cornwell i wsp. 2012). Przytoczone wnioski, być może wyjaśniają zaobserwowaną istotną różnicę dla generowanych sił pomiędzy kończynami jedynie po wykonaniu wysiłku kończyną dominującą w warunkach dynamicznych. Podobne różnice dla kończyny dominującej zaobserwowali Serrien i Wiesendanger (2001) oraz Bracewell i wsp. (2003). Przy współzależności pracy obu kończyn, wykazano różnice pomiędzy wykonaniem zadania przez obie kończyny, a każdą z nich z podkreśleniem większych zmian dla kończyny dominującej. Istotne różnice dla generowanych sił pomiędzy kończynami wykazał także Gueugnon i wsp. (2014). Kończyna, która podjęła wysiłek generowała istotnie mniejszą siłą, co uzupełnia uzyskane wyniki w zrealizowanym eksperymencie. W ostatnim analizowanym aspekcie, dla zmiennych związanych z generowaniem sił nie wykazano istotnych różnic między podjęciem wysiłku

różnego typu (warunki statyczne/dynamiczne). Powyższa analiza stanowi relatywnie nowe podejście w analizie wpływu wysiłku na generowanie sił przez obie kończyny jednocześnie. W piśmiennictwie można znaleźć zaledwie kilka badań, gdzie powyższa analiza została przeprowadzona. Różnice pomiędzy warunkami statycznymi a dynamicznymi wykazano m.in. dla ruchów piłowania (Côté i wsp. 2002) oraz zginania stawu łokciowego (Hostens i wsp. 2004).

Z kolei, dla bioelektrycznej aktywności EMG, przeprowadzona analiza wykazała istotny wpływ wykonania wysiłku fizycznego w postaci wzrostu aktywności dla każdego z analizowanych mięśni (*Ryc. 47*). Uzyskane wyniki są zgodne z postawioną drugą hipotezą badawczą. W piśmiennictwie, niezależnie od zastosowanego typu wysiłku fizycznego, inni badacze uzyskiwali podobne rezultaty dla wysiłków o charakterze statycznym (Hunter i Enoka 2001; Kattla i Lowery 2010; Yoon i wsp. 2013) jak i dynamicznym (Post i wsp. 2008; Fuller i wsp. 2009; Cantú i wsp. 2014). Wzrost amplitudy sygnału EMG po podjętym wysiłku fizycznym najprawdopodobniej spowodowany jest procesem zwiększenia rekrutacji poszczególnych jednostek motorycznych oraz zmian częstotliwości ich działania, co ma na celu zrekompenzować mniejsze możliwości włókien mięśniowych w zakresie generowania siły (Bigland - Ritchie i wsp. 1986; Garland i wsp. 1994; Riley i wsp. 2008). Obok analizy w dziedzinie czasu, dokonano oceny wykonania wysiłków fizycznych w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG wykorzystując transformację Fouriera. W przeciwieństwie do RMS EMG, wykazano istotny spadek dla średniej (*Ryc. 51*) oraz mediany (*Ryc. 51*) częstotliwości sygnału EMG dla BB kończyny dominującej. Powyższe rezultaty okazały się częściowo niezgodne z postawioną hipotezą. Po wykonaniu wysiłków, częstotliwość sygnału EMG powinna w sposób istotny spadać (Gates i Dingwell 2008; Chen i wsp. 2012; Ortega - Auriol i wsp. 2018). Wyniki analizy sugerują, że podjęte wysiłki fizyczne o różnym charakterze nie zmęczyły badanych osób. Jednakże powyższa interpretacja, stoi w sprzeczności z określonym wyżej wpływem wykonania wysiłku na aktywność bioelektryczną EMG, gdzie nastąpił istotny wzrost dla wszystkich analizowanych mięśni. Kolejnym zaskakującym wynikiem analizy jest istotny wzrost PKF dla FCR kończyny dominującej (*Ryc. 55*). Ponownie, założono pojawienie się istotnych zmian dla osiągniętych maksymalnych częstotliwości sygnału EMG, jednak w przeciwnym kierunku (Huysmans i wsp. 2008). Ponadto, powyższa zmiana dotyczy zginacza stawu promieniowo-nadgarstkowego, co stanowi drugi, interesujący aspekt uzyskanych wyników badań. Dla ostatniej analizowanej zmiennej w dziedzinie częstotliwości badań wykazano istotny wzrost MNP dla każdego z analizowanych mięśni (*Ryc. 57*). Zarówno RMS EMG

w dziedzinie czasu oraz MNP w dziedzinie częstotliwości są zmiennymi tożsamymi, opisującymi podobne skutki pracy mięśni, stąd zbliżone efekty wykonania wysiłków nie są wynikiem zaskakującym (Phinyomark i wsp. 2012; Nazmi i wsp. 2016; Cahyadi i wsp. 2019).

Podobnie jak w przypadku generowanych sił, kończyna która podejmowała wysiłek fizyczny w istotny sposób różnicowała wykonanie badanego zadania motorycznego dla wszystkich analizowanych mięśni - z wyłączeniem FCR ND. Co więcej, dla każdego analizowanego mięśnia kończyny dominującej, stwierdzono istotne różnice pomiędzy wszystkimi trzema warunkami eksperymentu (przez wzgląd na kończynę), natomiast dla kończyny niedominującej, nie zaobserwowano różnicy pomiędzy warunkami gdzie wysiłkowi poddano obie kończyny w stosunku do wysiłku kończyny niedominującej (*Ryc. 46, 48*). Powyższe rezultaty badań potwierdzono nie tylko dla zgięcia w stawach łokciowych (Morrison i wsp. 2005; Ridderikhoff i wsp. 2005) ale także w stawach promieniowo-nadgarstkowych (Bagesteiro i Sainburg 2002, 2003) oraz między - palczkowych (Adam i wsp. 1998; Zijdewind i Kernell 2001). Dla analizy sygnału EMG w dziedzinie częstotliwości sygnału zmiany dla czynnika kończyna, okazały się mniejsze niż w przypadku aktywności bioelektrycznej mięśni (*Ryc. 51, 53*). Co więcej, dla MNF i MDF istotne zmiany zaobserwowano u większości mięśni kończyny dominującej w odniesieniu do kończyny niedominującej. Dla MNP istotnym okazało się która kończyna podejmowała wysiłek fizyczny. Nie stwierdzono istotnego wzrostu średniej mocy widma gęstości mocy jedynie dla BB kończyny niedominującej (*Ryc. 59*).

Dla aktywności bioelektrycznej dwóch spośród dziesięciu analizowanych mięśni (BB D oraz FCU ND) wykazano istotne różnice pomiędzy typem wykonanego wysiłku. Wysiłki wykonywane w warunkach dynamicznych spowodowały istotny wzrost sygnału RMS EMG. W innych pracach również wykazano wzrost amplitudy sygnału EMG dla wysiłków o charakterze dynamicznym względem wysiłków o charakterze statycznym m.in. dla trzymania obiektu (Hostens i wsp. 2004; Yoon i wsp. 2013). Ponadto, zaobserwowano istotne interakcje między badanymi czynnikami dla BB D oraz FCU D, gdzie zmiana warunku wykonania wysiłków, z obu zaangażowanych kończyn na kończynę dominującą spowodowała istotny wzrost sygnału RMS EMG dla wysiłków o charakterze statycznym, odwrotnie względem pozostałych warunków (DND, ND). W dziedzinie częstotliwości sygnału EMG, czynnik stanowiący o charakterze podjętego wysiłku, miał relatywnie mały wpływ na wykonanie badanego zadania motorycznego. Jedynie dla PKF i BRD oraz MNP i BR kończyny dominującej wykazano istotne różnice pomiędzy wykonanym wysiłkiem w warunkach statycznych, a dynamicznymi (istotny wzrost mierzonej zmiennej dla warunków

dynamicznych). Stwierdzono również istotne różnice pomiędzy aktywnością poszczególnych mięśni obu kończyn dla wykonanych wysiłków w różnych warunkach, podobnie jak w badaniach innych autorów niezależnie od dziedziny sygnału EMG (Morrison i wsp. 2005; Ridderikhoff i wsp. 2005; Tomiak i wsp. 2015).

Interesującym wydają się uzyskane istotne różnice dla aktywności mięśni zginaczy stawów promieniowo - nadgarstkowych dla izometrycznego zgięcia w stawach łokciowych (zarówno kończyny dominującej jak i niedominującej). Wzrost sygnału EMG zaobserwowano dla warunków wykonania wysiłków obiema kończynami oraz w warunkach statycznych dla kończyny dominującej. Dla wskazanych wyżej warunków również wykazano istotne różnice między kończynami dla FCR i FCU, gdzie w większości przypadków aktywność mięśni kończyny dominującej okazała się większa. Należy zatem zadać pytanie: dlaczego aktywność zginaczy stawów promieniowo-nadgarstkowych uległa istotnemu wzrostowi, podczas próby wykonania ruchów zginania w stawach łokciowych? Zwiększoną aktywność mięśniową zginaczy stawów promieniowo-nadgarstkowych można argumentować poprzez wykorzystanie kilku koncepcji istniejących w kontroli motorycznej. Pierwszą z nich może być przedstawiona w rozdziale pierwszym reguła obfitości, mówiąca nie o charakterystycznym, pojedynczym sposobie wykonania czynności ruchowej, lecz o grupie (rodzinie) sposobów jej efektywnego wykonania (Gelfand i Latash, 1998; Latash, 2012b). W myśl reguły, wykonanie wysiłku fizycznego spowodowało wykorzystanie przez OUN dodatkowych stopni swobody ruchu, innych struktur układu ruchu pozwalających na wykonanie badanego zadania motorycznego w sposób efektywny (błąd popełniony przez badanych dla każdego z badanych warunków okazał się nie istotny statystycznie). Z innej strony, zastanawia sposób mechanicznego połączenia dwóch wskazanych stawów i ich kontroli przez OUN. Dounskaia i wsp. (1998) powołują się na liczne prace, stawiające hipotezę, że to aspekty biomechaniczne powodują inną kontrolę ruchu dla stawu łokciowego oraz promieniowo-nadgarstkowego. Wykonanie ruchu w stawie łokciowym jest kontrolowane w podobny sposób w każdej jego fazie, co potwierdza znaną teorię kontroli ruchu w pojedynczym stawie (aktywność agonistów odpowiedzialna za rozpoczęcie ruchu, antagonistów za jego hamowanie). Jednakże aktywność generowana przez mięśnie okalające staw łokciowy wpływa także na generowanie ruchu (momentów sił) dla stawów promieniowo-nadgarstkowych (Putnam 1993). Wyniki Dounskaia i wsp. (1998) zdają się potwierdzać postawioną powyżej hipotezę oraz zwracają uwagę na funkcjonowanie pasywnych elementów układu ruchu oraz lepko-sprężystych właściwości tkanki mięśniowej. Z tego powodu kontrola ruchu w stawach promieniowo-nadgarstkowych wydaje się być bardziej skomplikowana niż w przypadku stawów łokciowych. Być może kontrola ruchu

zginania jest także związana z rdzeniowym odruchem zginania (*ang. flexor reflex afferents*), polegającym na działaniu włókien drugorzędowych we wrzecionach mięśniowych wywołujących odruch zginania kończyny tożstronnej. Z uwagi na przekazywanie informacji na wielu poziomach rdzenia, odruch ten obejmuje zazwyczaj całą kończynę. Wpływ funkcjonowania długich dróg zstępujących rdzenia umożliwia ponadto jego wykorzystanie podczas wykonywania ruchów dowolnych (Górska i wsp. 2012). Jeszcze inna koncepcja stanowi o hierarchii kontroli ruchu w stawach łokciowych i promieniowo-nadgarstkowych. Aktywność mięśni tych drugich jest poprzedzona aktywnością mięśni stawów łokciowych, która w istotny sposób wpływa na wykonywanie ruchów w stawach promieniowo - nadgarstkowych (Cooke i Virji-Babul 1995). Podobne wnioski postawiono w pracy Latasha i wsp. (1995), gdzie staw łokciowy odgrywał wiodącą rolę dla wykonanego ruchu, natomiast mięśnie stawu promieniowo-nadgarstkowego przeciwdziałały negatywnym skutkom poruszania się ramienia aby osiągnąć założony cel ruchu. Pomimo wielu konceptów, mających na celu wyjaśnienie kontroli współdziałania struktur ruchu kończyny górnej w stawach łokciowych i promieniowo-nadgarstkowych, na dzień dzisiejszy nie ma jednoznacznej odpowiedzi opisujących mechanizm funkcjonowania ich współpracy (synergii).

Podsumowując, analiza generowanych sił przez kończyny oraz bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) w dziedzinie czasu i częstotliwości pozwoliły ustalić efekty wykonania wysiłków fizycznych o różnym charakterze w różnych warunkach. **Zgodnie z drugą hipotezą badawczą, wykonanie wysiłków fizycznych spowodowało generowanie mniejszych sił przez kończyny, wzrost aktywności bioelektrycznej mięśni oraz spadek częstotliwości sygnału EMG. Jednakże, postawiona hipoteza badawcza nie została w pełni potwierdzona. Nie zaobserwowano spadku generowanych sił dla warunków, gdzie wysiłek podejmowały obie kończyny, nie odnotowano istotnie większego błędu popełnianego przez badanych po podjętym wysiłku oraz nie wykazano istotnego spadku częstotliwości sygnału EMG dla wszystkich analizowanych mięśni.** Prawdopodobnie intensywność badanego zadania motorycznego wyznaczona na poziomie 30% wyniku osiągniętego w teście MVF była zbyt mała, aby wykazać istotny wpływ podjęcia wysiłków dla warunków, gdzie obie kończyny były zaangażowane w jego wykonanie oraz być może tak niska wartość intensywności okazała się relatywnie prosta do osiągnięcia dla badanych. Ta sama wartość intensywności mogła przyczynić się również do popełniania błędów przez badanych, który okazał się nieistotny statystycznie, choć po wykonaniu wysiłków wartość błędów uległa wzrostowi (zgodnie z wcześniejszymi oczekiwaniami). Ponadto, interesującym wynikiem jest również istotny spadek częstotliwości sygnału EMG jedynie dla jednego mięśnia, BB kończyny

dominującej. Powyższe przesłanki mogą sugerować, że podjęte wysiłki nie były dla osób badanych na tyle wymagające, by w sposób istotny wpłynąć na badane zadanie motoryczne, choć pozostałe zmienne i ich analiza stoi w sprzeczności z tak postawioną tezą.

5.3 Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych

W rozdziale piątym, zachowano kolejność omawiania uzyskanych wyników badań w świetle piśmiennictwa. W pierwszej kolejności omówiono uzyskane efekty wykonania wysiłków w aspekcie synergii mięśniowych, a następnie motorycznych z wykorzystaniem koncepcji UCM.

Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii mięśniowych (B)

W niniejszej pracy dla izometrycznego zginania stawów łokciowych, wyznaczono dwie synergie mięśniowe (M-modes), wyjaśniające wspólnie więcej niż 90% wariacji dla dziesięciu analizowanych mięśni. Osiągnięty poziom wyjaśnianej wariacji wydaje się być reprezentatywny na tle zaleceń statystycznych (Stanisz 2007) oraz innych prac badawczych prowadzonych w tożsamym zakresie (Krishnamoorthy i wsp. 2003, 2007; Wang i wsp. 2005). W niniejszej pracy wyznaczono jedynie dwie synergie mięśniowe dla kończyn górnych (jednakże dla warunków dynamicznych i wysiłków obu ramion, kryteria analizy składowych głównych pozwalały wyznaczyć trzy M-modes). W pracy Krishnamoorthiego i wsp. (2007) dla kończyny górnej wyznaczono także trzy M-modes, jednakże badano tam również mięśnie prostowników stawu łokciowego, których aktywności nie rejestrowano w niniejszej dysertacji. Potwierdza to również tezę, o zależności ilości wyznaczonych synergii i kompleksowości badanego zadania motorycznego. W przeciwieństwie do warunków statycznych, warunki dynamiczne zadania wymagają większej liczby synergii mięśniowych (Cheung i wsp. 2005, 2009; d'Avella i wsp. 2006). Analiza wpływu wykonania wysiłku fizycznego o różnym charakterze nie wykazała istotnych różnic dla wartości uzyskiwanych przez dwie wyznaczone synergie (M-modes). Nie stwierdzono także różnic dla wysiłków wykonywanych tylko przez kończynę dominującą lub niedominującą. Stwierdzono jednak istotną interakcję dla M-mode 2 pomiędzy charakterem wykonanego wysiłku (warunki statyczne/dynamiczne) a kończyną bezpośrednio zaangażowaną w jego wykonanie. Zmiana warunków wykonania wysiłku z obu kończyn na wysiłki wykonywane przez jedną kończynę (dominującą oraz niedominującą) spowodowała wzrost wartości M-mode 2 dla wysiłków w warunkach statycznych oraz spadek wartości M-mode 2 dla wysiłków wykonywanych w warunkach dynamicznych. Pomimo braku istotnego statystycznie wpływu wykonanych wysiłków na synergie mięśniowe, dokonano dodatkowej analizy opisującej wkład

poszczególnych mięśni w M-modes po jego wykonaniu. Nie zaobserwowano zmian w strukturze M-mode 1, niezależnie od charakteru i warunków wykonania wysiłków. Jednakże, to M-mode 2 okazał się czuły na wpływ podjętych wysiłków. W aspekcie wysiłków podejmowanych przez obie kończyny, dla warunków statycznych M-mode 2 nie utworzył się. Badani wykonali zadane zadanie opierając się tylko na jednej synergii mięśniowej. W warunkach dynamicznych zaobserwowano wyraźne spadki aktywności mięśni zwłaszcza kończyny dominującej, co spowodowało uformowanie synergii składającej się tylko z sześciu mięśni (pięciu kończyny niedominującej). W przypadku wysiłków kończyny dominującej, warunki statyczne przyczyniły się do uformowania synergii z mięśni kończyny niedominującej, w przeciwieństwie do warunków dynamicznych gdzie M-mode 2 tworzyły mięśnie kończyny dominującej. Dla wysiłków kończyny niedominującej i M-mode 2, wykonanie wysiłków statycznych miało relatywnie najmniejszy efekt, redukując ponownie wkład mięśni kończyny dominującej. Niemniej jednak wysiłek kończyny niedominującej w warunkach dynamicznych uprościł kontrolę wykonania zadania dla OUN nie tworząc dwóch synergii mięśniowych, lecz jedną.

Uzyskane wyniki skłaniają się ku postawieniu hipotezy o braku istotnych zmian dla efektów wykonania ruchu (mały błąd popełniany przez badanych), w przeciwieństwie do aktywowania poszczególnych części (mięśni) synergii. Dla badanego zadania motorycznego, niezależnie od charakteru i warunków wysiłku, OUN wykorzystywał zawsze wszystkie dziesięć analizowanych mięśni. Zmienna niezależna jaką był podjęty wysiłek wpływała jedynie na uzyskiwane ładunki czynnikowe, pozwalające określić czy dany mięsień w uformowanej synergii odgrywa kluczową lub znikomą rolę. Do podobnych wniosków doszli także Ortega-Auriol i wsp. (2018), którzy nie stwierdzili zmian w strukturze wyznaczonych synergii mięśniowych, a jedynie wykazali zmienność (spadek) wartości współczynnika aktywacji poszczególnych synergii mięśniowych. Podobnie jak w niniejszym eksperymencie, wnioski zostały poprzedzone analizą sygnału EMG (odnotowano wzrost aktywności zaangażowanych w wysiłek mięśni oraz spadek częstotliwości sygnału EMG). Tożsame rezultaty wykazali również Turpin i wsp. (2011), Smale i wsp. (2016) oraz Hajiloo i wsp. (2020) raportując istotne zmiany dla aktywności bioelektrycznej (EMG) mięśni oraz tej samej liczbie uformowanych synergii mięśniowych podczas wykonywania wysiłków dynamicznych (z różnymi wartościami współczynników aktywacji). Uzyskane wyniki w niniejszej pracy prezentują się podobnie także do wyników raportowanych przez Matsunagę i wsp. (2021) gdzie dla czynności lądowania (po wykonaniu skoku) wyznaczono dwie synergie, natomiast zmianom po wykonaniu wysiłku podlegała tylko jedna z nich.

Postawione przez innych badaczy wnioski, a także wyniki niniejszej pracy wydają się potwierdzać kluczową rolę synergii mięśniowych w procesach kontroli motorycznej. Problem zbyt dużej liczby stopni swobody ruchu rozwiązywany jest przez OUN poprzez łączenie w grupy zaangażowanych w wykonanie ruchu struktur układu ruchu. Wspomniana redukcja kompleksowości omawianego problemu w świetle piśmiennictwa nazywana jest w różny sposób, pomimo tej samej idei dla kontroli wykonania ruchu. Począwszy od jednostek strukturalnych (Gelfand i Tsetlin 1966; Latash 2008a), modułów motorycznych (definiowanych jako funkcjonalne jednostki rdzenia kręgowego, których zadaniem jest wykonanie ruchu poprzez kontrolę kombinacji działania zaangażowanych w ruch mięśni) (Bizzi i wsp. 1998, 2008; d'Avella i Bizzi 2005), *ang. motor primitives* definiowanych jako współpraca wyżej opisanych modułów, używanych w sposób celowy i efektywny na potrzeby wykonania ruchu (Giszter i wsp. 2007; Kargo i wsp. 2010; Giszter 2015) oraz analizowanych w niniejszej pracy synergii mięśniowych (M-modes) (synergie B) (Latash i Zatsiorsky 2016). Uzyskane rezultaty badań, a więc wzrost wartości aktywności bioelektrycznej mięśni oraz spadek częstotliwości sygnału EMG po wysiłku fizycznym razem z brakiem zmian dla liczby wyznaczonych synergii mięśniowych wydaje się potwierdzać wniosek o hierarchicznej (modułowej) strukturze procesu kontroli wykonywanych ruchów. Powyższy wniosek zdaje się być uzupełniony poprzez hipotezę formowania synergii mięśniowych na poziomie OUN, przy jednoczesnym sprzężeniu zwrotnym pochodzącym z obwodowej części układu nerwowego. W świetle piśmiennictwa proces adaptacji wobec podjęcia wysiłków fizycznych zachodzi wzdłuż całej drogi przewodzenia nerwowo-mięśniowego (Gandevia 2001). Na poziomie obwodowym istnieje kilka koncepcji wyjaśniających sposób adaptacji układu mięśniowego do wykonywanych wysiłków (Enoka i Duchateau 2008; Enoka i wsp. 2011): zmienność aktywności mięśniowej synergistów dla niskiej intensywności skurczów (<5% MVC) (Kouzaki i wsp. 2002), współskurcz (ko - kontrakcji) antagonistów w celu wykonania zadanego zadania motorycznego (<60% MVC) (Lévénez i wsp. 2005), aktywację mięśni kontralateralnych (Todd i wsp. 2003) oraz wzrost zmienności dla badanych struktur ruchu zaangażowanych w wykonanie badanego zadania motorycznego (Baudry i wsp. 2007; Singh i Latash 2011). Ponadto podczas skurczów izometrycznych aktywność motoneuronów jest uzależniona od aferentnych bodźców pochodzących z wrzecion nerwowo-mięśniowych, aparatów Golgiego oraz włókien grup III i IV, które z kolei prowadzą do zmian w działaniu jednostek motorycznych (Hayward i wsp. 1991; Macefield i wsp. 1993; Gandevia i wsp. 1996). Obecnie wśród badaczy kontroli motorycznej nie ma określonych jednoznacznych mechanizmów wyjaśniających szczegółowe funkcjonowanie wskazanych adaptacji. Jednocześnie, w świetle

uzyskanych wyników spadki wartości ładunków czynnikowych (lub współczynnika aktywacji w przypadku wyznaczania synergii metodą NMF) są utożsamiane jako przejaw wzrastania zmęczenia na poziomie OUN (Sacco i wsp. 1997; d'Avella i wsp. 2006; Bizzi i wsp. 2008). Jednak w oparciu o uzyskane w eksperymencie dane oraz badania Fariny i wsp. (2004) nie można jednoznacznie powiązać występujące zmiany dla sygnału EMG z funkcjonowaniem i kontrolą wykonania ruchu na poziomie OUN.

Z wskazanych wyżej przesłanek wydaje się, że formowane synergie mięśniowe są bardzo wrażliwe na efekty wykonywania wysiłków fizycznych. Być może wykazywane wartości ładunków czynnikowych w niedalekiej przyszłości okażą się lepszą alternatywą, wskaźnikiem stopnia zmęczenia organizmu od amplitudy aktywności oraz częstotliwości sygnału EMG (pomimo wymogu przeprowadzenia dodatkowych analiz).

Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych (C)

Na dzień dzisiejszy kontrola ruchów dowolnych wykonywanych przez człowieka nie została w dalszym ciągu w pełni poznana. W ramach prób stworzenia jednoznacznego opisu organizacji funkcjonowania OUN wyróżnia się wiele teorii oraz modeli kontroli motorycznej, zakłada się, że proces kontroli ruchów dowolnych przyjmuje kształt pewnej hierarchii działania. Wspomniana hierarchia może być rozpatrywana w różnym charakterze: Hughlings Jackson i Sherrington byli pierwszymi badaczami, którzy zaproponowali hierarchię organizacji kontroli ruchu na tle fizjologicznym (Eccles 1981). Następnie hierarchię funkcjonowania układu nerwowego zdefiniował Lashley (Rosenbaum i wsp. 2007) w celu wyjaśnienia problemu *ang. serial order in behavior* na linii bodziec-reakcja w aspekcie kontroli ruchu. Kolejną dużą gałęzią kontroli motorycznej, gdzie hierarchia działania układu nerwowego jest zakładana, to teorie sterowania, mające na celu wyjaśnianie zachowania układu nerwowego postrzeganego jako układ dynamiczny (Kelso 1982; Saltzman i Kelso 1987; Scholz i wsp. 1987). Niemniej jednak najbardziej rozpowszechnioną w piśmiennictwie wydaje się być koncepcja hierarchicznej kontroli ruchu zaproponowanej przez Bernsteina (1967) jako kombinacja wcześniejszych punktów widzenia, gdzie jednym z poziomów kontroli był poziom synergii. Następnie w oparciu o regułę obfityści, rozwinięto myśl Bernsteina przyjmując hierarchiczną kontrolę ruchu dla analizowanych w pracy synergii motorycznych (Latash 2021). Istnieje wiele prac wykazujących hierarchię kontroli wykonywania jednoczesnych ruchów przez kończyny górne dla takich czynności jak generowanie sił przez palce u dłoni (Gorniak i wsp. 2007a,b; Tseng i wsp. 2009), zaciskanie dłoni (Gorniak i wsp. 2009, 2011; Park i wsp. 2010) czy nawracanie/odwracanie przedramienia (Dounskaia i wsp. 1998).

W badaniach nad hierarchiczną kontrolą synergii motorycznych badacze najczęściej stawiają wnioski na podstawie danych pochodzących z dwóch poziomów zakładanej hierarchii. W niniejszej pracy zbadano także efekty wykonania wysiłku fizycznego na dwóch poziomach kontroli: wyższym-współpracy działania obu kończyn górnych w celu wykonania badanego zadania motorycznego oraz niższym-współpracy działania poszczególnych mięśni w celu generowania odpowiednich wartości sił przez kończyny. Na wyższym poziomie hierarchii, związanym z generowaniem sił odnotowano istotny wpływ wykonania wysiłku fizycznego na każdą z analizowanych zmiennych (Ryc. 71). Istotny wzrost dla V_{UCMF} oraz ΔV_{ZF} wykazano dla wysiłków wykonywanych przez kończynę dominującą (niezależnie od warunków statycznych/dynamicznych) oraz dla niedominującej w warunkach dynamicznych, natomiast wzrost dla V_{ORTF} wykazano po wykonaniu wysiłków przez kończynę dominującą (niezależnie od charakteru wysiłku), a także dla kończyny niedominującej w warunkach statycznych. Prace innych badaczy w aspekcie wpływu wysiłku na formowanie synergii motorycznych potwierdzają kierunek stwierdzonych zmian. Zarówno generowanie sił, jak i zaciskanie palców u dłoni wiązało się z istotnym wzrostem V_{UCM} oraz V_{ORT} (Singh i wsp. 2010b; Park i wsp. 2012; Singh i wsp. 2014). Wykonanie wysiłku fizycznego zaburzyło stosunek wyznaczonej zmienności pozytywnej do negatywnej co spowodowało również istotny wzrost wskaźnika synergii. Wskazana wyższość V_{UCM} nad V_{ORT} wydaje się potwierdzać zasadność przytoczonej wyżej reguły obfitości. Większa zmienność daje OUN większe możliwości dla efektywnego wykonania danego zadania motorycznego. Prawdopodobnie takie działanie OUN i duże wartości uzyskiwane przez V_{UCM} są podstawą dla procesów motorycznego uczenia się (Goodman i wsp. 2004; Braun i wsp. 2009; Huang i Krakauer 2009). Ponadto, wykazano istotne różnice dla ΔV_{ZF} pomiędzy warunkami wykonania wysiłku. Wskaźnik synergii osiągnął wyższe wartości po wykonaniu wysiłków w warunkach dynamicznych. Przeprowadzona analiza dla powyższego czynnika według stanu wiedzy autora, stanowi pierwszą próbę pokazania różnic dla ΔV_z podczas wykonywania zadań motorycznych w różnych warunkach (statyczne/dynamiczne). Z kolei, podczas analizy drugiego czynnika, zaobserwowano istotne zmiany dla kończyny, która podejmowała wysiłek. Zarówno dla V_{UCMF} oraz ΔV_{ZF} wykazano wzrost dla wysiłków kończyny dominującej i niedominującej, względem wysiłków dla obu kończyn. Stwierdzono również interakcję pomiędzy badanymi czynnikami dla V_{ORTF} . Wysiłki wykonywane przez pojedynczą kończynę (dominującą, niedominującą) w warunkach statycznych spowodowały wzrost zmienności negatywnej względem wysiłków podjętych przez obie kończyny. W badaniach Singha i wsp. (2012) także potwierdzono wzrost uzyskiwanej wariancji oraz wskaźnika synergii. Ponadto zaobserwowano zmiany wartości mierzonych

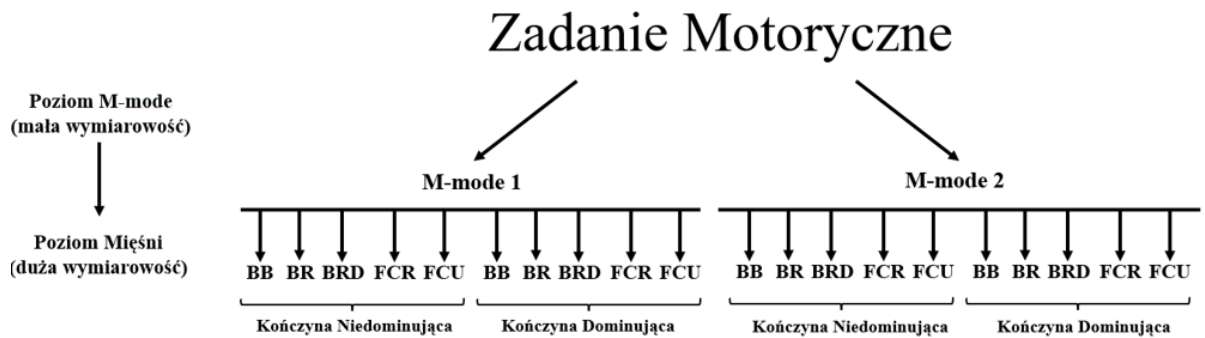
zmiennych względem kończyn zaangażowanych w wykonanie wysiłków. Dla potwierdzenia uzyskanych wyników zasugerowano przeniesienie efektów wykonania wysiłku na przeciwległą kończynę górną. Z kolei dla niższego poziomu hierarchicznej kontroli synergii, wykazano istotny wpływ wykonania wysiłku jedynie dla $V_{ORT\ EMG}$ (Ryc. 76). Stwierdzono istotny wzrost występującej zmienności negatywnej dla wysiłku wykonanego w warunkach dynamicznych przez obie kończyny górne. Zaobserwowano także istotne zmiany dla czynnika kończyna dla V_{UCMEMG} i ΔV_{ZEMG} dla których wykazano wzrost uzyskiwanych wartości po wykonaniu wysiłków kończyną dominującą względem warunku, gdzie obie w wysiłek zaangażowane były obie kończyny. Podobne wyniki wykazano w badaniach Singha i Latasha (2011) w aspekcie wpływu wykonania wysiłków fizycznych na kontrolę postawy ciała. Niemniej jednak, zaobserwowano większe zmiany dla V_{UCM} co spowodowało brak istotnych zmian dla położenia rzutu ogólnego środka ciężkości (*ang. center of pressure*) (podobnie jak w zrealizowanym w niniejszej pracy eksperymencie w aspekcie sumy generowanych sił). Dla wyznaczonych w niniejszej pracy synergii motorycznych na podstawie aktywności bioelektrycznej EMG wykazano istotny wzrost V_{ORT} po wykonaniu wysiłku fizycznego. Tak uzyskany wynik może mieć odzwierciedlenie dla zmian zachodzących na poziomie rekrutacji jednostek motorycznych, a także ich synchronizacji. Ponadto, w porównaniu do badań Singha i Latasha, w niniejszej pracy postawione przed osobami badanymi zadanie motoryczne zakładało przyjęcie przez OUN pewną hierarchię kontroli jego wykonania, co prawdopodobnie miało duży wpływ na uzyskane wyniki badań.

Hierarchiczna kontrola synergii motorycznych wydaje się być złożona oraz w dalszym ciągu nie w pełni poznana. Interesującym wydają się wnioski postawione przez Gorniak i wsp. (2007 a,b). Dla jednoczesnego generowania sił przez palce u dłoni obu kończyn uzyskano dość zaskakujące wyniki. Wykazano silną synergię na wyższym poziomie hierarchii odpowiedzialną za wykonanie badanego zadania motorycznego, jednak nie wykazano synergii na niższym poziomie hierarchii wykonywanego zadania między poszczególnymi palcami u każdej z dłoni. Ponadto, w przytoczonych badaniach sprawdzono również warunki zamiany zadania z generowania sił jedną kończyną na dwie (i odwrotnie), uzyskując podobne rezultaty. Prawdopodobnie OUN nie potrafi formować jednocześnie dwóch synergii na dwóch różnych poziomach przyjętej hierarchicznej kontroli. Dla badanego zadania generowania siły, należy spodziewać się dużych wartości uzyskiwanych wariancji dla każdej z kończyn (zmienność pozytywna + zmienność negatywna) dla potrzeb wykonania zadania (wyższy poziom hierarchii). Niemniej jednak, tak duże wartości V_{ORT} mogą wpływać na synergie tworzone na niższym poziomie kontroli zmieniając drastycznie wartości wskaźnika synergii. Z tego powodu

wartość V_{UCM} na niższym poziomie kontroli może okazać się niewystarczająca. Taki obraz zjawiska sugeruje występowanie wymienności formowania synergii na dwóch różnych poziomach hierarchicznej kontroli synergii motorycznych (Latash i wsp. 2008c). Co więcej, wskazana wymiennosc relacji V_{UCM} do V_{ORT} dla analizowanych różnych zmiennych na różnych poziomach kontroli prawdopodobnie umożliwiła wykazanie synergii na dwóch analizowanych poziomach kontroli dla czynności zaciskania palców u dłoni (Shim i Park 2007; Gorniak i wsp. 2011), a także (dla niektórych zmiennych) wykazała synergie tylko na niższym poziomie kontroli (Singh i wsp. 2012). Z kolei dla prac, gdzie analizowano aktywność bioelektryczną EMG jako jeden z poziomów kontroli, synergie wykazywano tylko na jednym z nich (Latash i wsp. 2008b), tak jak w przypadku analiz na jeszcze niższym poziomie jednostek motorycznych (Madarshahian i Latash 2021). Dla tak skomplikowanych czynności być może OUN nadaje priorytet wyższemu poziomowi kontroli, bezpośrednio związanemu z wykonaniem danego zadania motorycznego. Powyższe rezultaty badań oraz wymiennosc formowania synergii prawdopodobnie spowodowane są sposobem dostarczania osobom badanym informacji zwrotnej. Zarówno w przeprowadzonym eksperymencie w niniejszej pracy oraz w badaniach innych autorów, uczestnicy badań otrzymywali informację zwrotną jedynie dla sumy generowanych sił przez kończyny, nie o siłach generowanych przez każdą z kończyn. Z wymienionych wyżej przesłanek zaproponowano istnienie dwóch odmian synergii motorycznych (Gorniak i wsp. 2007a): pierwsze z nich jako związane z wykonywaniem czynności w życiu codziennym, stanowiącym niejako podstawę (bazę) dla drugiego typu: synergii, które muszą zostać uformowane przez OUN poprzez proces motorycznego uczenia się (Kang i wsp. 2004).

Niestety, pomimo zbadania wpływu wykonania wysiłków na dwóch różnych poziomach hierarchicznej kontroli synergii motorycznych, uzyskane wyniki wnoszą niewiele dodatkowych informacji w aspekcie wymienności formowania synergii motorycznych na kilku poziomach hierarchicznej kontroli. Wskazany brak wykonania głębszej analizy w powyższym aspekcie, związany jest z konstrukcją przeprowadzonego eksperymentu, który miał na celu wyjaśnić jak zmiany dla sygnału EMG wpływają na wykonanie badanego zadania motorycznego, a więc na sumę generowanych sił przez kończyny górne (Ryc. 78, panel A). W istocie dla zbadania wspomnianej wymienności formowania synergii motorycznych, należało zbadać w jaki sposób sygnał EMG w postaci wyznaczonych M - modes wpływa na generowane siły przez poszczególne kończyny, a następnie jak kończyny współpracują aby wykonać badane zadanie motoryczne. Projekt powyższej analizy na potrzeby porównania konstrukcji eksperymentu zaprezentowano na rycinie 78, (panel B).

A



B



Ryc. 78 Konstrukcja przeprowadzonego eksperymentu w aspekcie hierarchicznej kontroli synergii motorycznych

A - konstrukcja przeprowadzonej analizy bez możliwości wnioskowania na temat wymienności w procesie zakładanej kontroli; B - konstrukcja analizy umożliwiającej wnioskowanie na temat wymienności w procesie zakładanej kontroli

Podsumowując, analiza zmienności wykonania badanego zadania motorycznego po podjęciu wysiłku fizycznego wykazała istotne zmiany dla formowanych synergii motorycznych. **Zgodnie z trzecią hipotezą badawczą, wykonanie wysiłku fizycznego przyczyniło się do istotnego wzrostu wariancji obserwowanej dla struktur układu ruchu zaangażowanych w wykonanie badanego zadania motorycznego.** Dla synergii B nie stwierdzono istotnych zmian dla wartości uzyskiwanych przez M-modes oraz liczby wyznaczonych synergii mięśniowych. Jednakże wykazano dużą zmienność w aspekcie ładunków czynnikowych przypisanych poszczególnym mięśniom, charakteryzujących ich rolę dla formowania M-mode (synergii). Idąc krok dalej, dokonano analizy wpływu wykonania wysiłku na formowanie synergii motorycznych (C) z wykorzystaniem koncepcji UCM. Na wyższym poziomie zakładanej hierarchii kontroli wykazano istotny wzrost zarówno V_{UCM} jak i V_{ORT} , co z kolei spowodowało zgodnie z wcześniejszymi oczekiwaniami istotny wzrost ΔV_Z .

Ponadto, na wyższym poziomie hierarchii, stwierdzono istotne różnice pomiędzy wykonaniem wysiłku między warunkami statycznymi, a dynamicznymi dla ΔV_Z oraz istotne znaczenie kończyny, która była zaangażowana w wysiłek. Z uwagi na zakładaną hierarchię, zaobserwowane zmiany na niższym poziomie kontroli (synergie wyznaczane na podstawie sygnału EMG) okazały się być mniejsze w stosunku do wyższego poziomu. Wykazano istotny wzrost jedynie dla V_{ORT} oraz istotne różnice dla czynnika kończyna dla $V_{UCM\ EMG}$ i $\Delta V_Z\ EMG$ dla których wykazano wzrost uzyskiwanych wartości po wykonaniu wysiłków kończyną dominującą względem warunku, gdzie obie w wysiłek zaangażowane były obie kończyny.

Wpływ wysiłku fizycznego, a zaangażowana kończyna górna

Wyniki niniejszych badań wykazały większe znaczenie dla kończyny (dominującej, niedominującej, obu) wykonującej wysiłek fizyczny niż warunki jego wykonania (statyczne/dynamiczne). Istotne różnice dla czynnika: kończyna, wykazano niemal na wszystkich poziomach analizy w niniejszej pracy. Dla generowanych sił zaobserwowano różnice przy każdej zmianie kończyny dla podjętych wysiłków oraz stwierdzono istotną różnicę siły pomiędzy kończynami górnymi, jedynie dla warunków, gdzie wysiłkowi poddano kończynę dominującą. Dla sygnału EMG w dziedzinie czasu i częstotliwości sygnału wykazano podobne rezultaty oraz istotne różnice dla poszczególnych mięśni pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą. Na poziomie synergii mięśniowych (B) w przypadku niektórych z badanych warunków M-modes nie utworzyły się. W innych zmieniły istotnie ilość zaangażowanych mięśni w wykonanie badanego zadania motorycznego. Podobnie w przypadku synergii motorycznych (C), zaobserwowano istotne różnice dla zmienności pozytywnej oraz wskaźnika synergii na wyższym (różnice zarówno dla kończyny dominującej i niedominującej) oraz niższym poziomie zakładanej hierarchii kontroli, gdzie zmiany dotyczyły głównie kończyny dominującej.

Generowanie sił oraz ich odpowiednia kontrola w symetrycznych/obustronnych zadaniach motorycznych traktowane są jako podstawowe czynniki warunkujące efektywne ich wykonywanie (Cauraugh i wsp. 2010). Jak wspomniano w rozdziale pierwszym, w piśmiennictwie występują dwie główne koncepcje, mające na celu wyjaśnienie i opisanie mechanizmów kontroli wykonywania czynności obustronnych. Pierwszą z nich jest klasyczna, zaproponowana przez Leipmanna teoria, mówiąca o dominacji lewej półkuli mózgowej dla osób praworęcznych. Półkula ta, definiowana jako dominująca, ma odgrywać kluczową rolę w kontroli ruchów obu kończyn (Sainburg i Schaefer 2004), co zostało potwierdzone w wielu badaniach dotyczących wykonywania ruchów kończynami górnymi w różnych warunkach

(Sainburg 2002). Ponadto, zaobserwowano spójność uzyskanych wyników w pracach, gdzie badano osoby praworęczne, w przeciwieństwie do badań osób leworęcznych (Kim i wsp. 1993; Viviani i wsp. 1998). Być może kontrola wykonywanych czynności obustronnych jest bardziej złożona i zlateralizowana w mniejszym stopniu u osób leworęcznych w porównaniu z praworęcznymi (Peters 1994; Swinnen i wsp. 1996). Ponadto, wiele badań (wskazanych w Freitas i Scholz 2009) sugeruje, że lewa półkula odpowiedzialna jest za całość wykonywanego ruchu, natomiast prawa za jego planowanie (próg pobudzenia aktywacji mięśni kończyny dominującej okazał się być mniejszy niż niedominującej, co pozwoliło ustalić różnice dla osiągniętych czasów reakcji (Swinnen i wsp. 1995). To z kolei, sugeruje występowanie zjawiska prowadzenia kończyny niedominującej przez kończynę dominującą (kończyna niedominująca jest spóźniona i podąża w czasie za dominującą) (Stucchi i Viviani 1993). Podsumowując, w myśl zakładanej koncepcji kończyna dominująca (prawa) oraz lewa półkula mózgowa są skuteczniejsze w planowaniu, rozpoczynaniu, kontroli przebiegu i dokładności wykonywanych ruchów dla czynności obustronnych (Swinnen i wsp. 1995; Viviani i wsp. 1998; Freitas i Scholz 2009). Prawdopodobnie powyższy mechanizm kontroli wykonywania czynności obustronnych spowodował wykazanie istotnej różnicy pomiędzy kończynami dla generowanej siły jedynie w warunkach podjęcia wysiłku przez kończynę dominującą oraz różnic dla sygnału EMG względem kończyny niedominującej. Dla uzyskanych wyników w aspekcie formowania synergii motorycznych, powyższa koncepcja wydaje się nie być wystarczająca dla celów poszukiwania mechanizmów kontroli synergii dla czynności obustronnych.

Drugą, po części uzupełniającą powyższe rozważania koncepcją dedykowaną dla wyjaśnienia procesów kontroli czynności obustronnych w hierarchicznej strukturze jest zaproponowana przez Sainburga (2002, 2005) *dynamic dominance hypothesis*. Wskazany model powstał na podstawie analizy koordynacji poszczególnych segmentów kończyn górnych dla ruchów sięgania. Bazuje on na idei wczesnego planowania trajektorii poruszania się kończyny górnej, a następnie ustalenia i kontrolowania przez OUN wartości sił niezbędnych do wykonania danego ruchu (Sarlegna i Sainburg 2007). W tym znaczeniu dla kończyny dominującej przypisuje się kontrolę nad generowanymi siłami na potrzeby aktualnie wykonywanego ruchu oraz możliwości adaptacji do nagłych, nieoczekiwanych zmian w trakcie jego wykonania (Sainburg i Kalakanis 2000; Bagesteiro i Sainburg 2002; Shabbott i Sainburg 2008). W przeciwieństwie do kończyny dominującej, kończyna niedominująca odpowiedzialna jest za przeciwstawianie się siłom destabilizującym wykonanie danego ruchu, a co za tym idzie utrzymaniem właściwej, stabilnej pozycji kończyny

(Bagesteiro i Sainburg 2003; Shabbott i Sainburg 2008). Aby lepiej zobrazować przypisanie odpowiednich funkcji poszczególnym kończynom, poniżej omówiono je na przykładzie czynności wbijania gwoździ. Niemal w każdym przypadku, praworęczna osoba będzie trzymała młotek w kończynie dominującej, a dostosowywała miejsce wbicia gwoźdźcia trzymając go kończyną niedominującą. Jeżeli zadania kończyn zostaną zamienione, czynność może nie zostać wykonana efektywnie i ergonomicznie. Prawdopodobnie przypisanie powyższych funkcji dla każdej z kończyn górnych wyjaśnia wykazaną w badaniach istotną różnicę generowanych sił pomiędzy kończynami (po podjęciu wysiłku przez kończynę dominującą oraz wskazane różnice dla sygnału EMG zarówno w dziedzinie czasu jak i częstotliwości). Jednakże, badane zadanie motoryczne w niniejszej pracy było wykonywane w warunkach statycznych, gdzie osoby badane próbowały wykonać jednoczesny ruch zginania w stawach łokciowych, ale poprzez rozwiązanie konstrukcyjne urządzenia pomiarowego nie miały możliwości jego wykonania. W związku z powyższym, omawiana hipoteza dla czynności generowania siły w warunkach statycznych przypisuje kończynie dominującej silniejsze synergie motoryczne podczas generowania sił w sposób szybki (nagły, z dużą prędkością), natomiast kończynie niedominującej silniejsze synergie motoryczne podczas generowania sił w dłuższych odcinkach czasu w preferowanym przez badanych tempie. Powyższa interpretacja nie została jednak do tej pory w pełni potwierdzona. Badania Zhanga i wsp. (2006b) jedynie częściowo potwierdziły jej założenia, natomiast Singh i wsp. (2012) uzyskali zaskakująco przeciwne rezultaty, mówiące o większym wpływie wysiłku kończyny niedominującej na generowanie sił przez palce u dłoni. Tak wyciągnięte wnioski sugerują, że częstotliwość kolejnych powtórzeń badanego zadania była zbliżona do najbardziej naturalnego sposobu wykonania badanej czynności i z tego powodu nie zaangażowała w sposób istotny przypisanej funkcji kończyny dominującej. Z kolei w innych pracach badających formowanie synergii motorycznych dla kończyny dominującej wykazano istotny spadek wskaźnika synergii, tym samym jej osłabienie na krótko przed zadaniem wygenerowania siły w szybkim tempie (Latash i wsp. 2002b; Shim i wsp. 2008; Olafsdottir i wsp. 2007). Dla wyników niniejszej pracy stwierdzono istotne różnice dla zmienności pozytywnej i wskaźnika synergii na niższym poziomie hierarchii kontroli dla kończyny dominującej, podczas gdy analiza wyższego poziomu kontroli wykazała istotne zmiany zarówno po wysiłkach kończyny dominującej oraz niedominującej. Dla jeszcze innej pracy Gorniak i Alberta. (2013) nie wykazano żadnych różnic pomiędzy formowaniem synergii przez kończynę dominującą oraz niedominującą. Tak szeroki obraz uzyskiwanych wyników wskazuje na nie tylko ogromną rolę lateralizacji dla

kontroli zadań obustronnych w obrębie kończyn górnych, ale także innych mechanizmów takich jak sprzężenie zwrotne czy złożoność danego zadania motorycznego.

Podsumowanie, ograniczenia pracy oraz przyszłe perspektywy badawcze

Aktualny stan wiedzy nie pozwala na jednoznaczne określenie skutków wykonywania wysiłków o różnym charakterze na koordynację ruchową (w aspekcie formowania synergii motorycznych) dla wielu czynności ruchowych, innych niż ruchy palców u dłoni lub stóp. W niniejszej pracy określono wpływ wykonania wysiłków fizycznych w różnych warunkach na wyizolowany ruch zginania stawów łokciowych w warunkach statycznych, co nie zostało sprawdzone w wcześniejszych badaniach w powyższym aspekcie. W tym celu, wykorzystano nowatorskie urządzenie pomiarowe „DIATOS” umożliwiające pomiar synergii motorycznych dla innych par kinematycznych kończyn górnych, niż obecnie istniejące rozwiązania techniczne (dla którego przygotowano dwa wnioski skierowane do Urzędu Patentowego o udzielenie ochrony). Nowa aparatura wraz z zastosowaniem analizy UCM w aspekcie wykonywania wysiłków fizycznych wzbogaca aktualny stan wiedzy oraz możliwości badaczy w zakresie obiektywnej oceny koordynacji ruchów człowieka w aspekcie formowania synergii motorycznych. Wykorzystanie w niniejszej pracy wskaźników, oceniających synergie (typu B oraz C) potwierdza ich przydatność w ramach oceny koordynacji ruchów. Rozszerzenie możliwości oceny wykonania wielu czynności ruchowych może przyczynić się nie tylko do poprawy warunków ergonomii ruchu, ale także do osiągania coraz lepszych wyników sportowych oraz do obiektywnej oceny programów rehabilitacji u osób po zdiagnozowaniu różnych jednostek chorobowych m.in. chorób neurodegeneracyjnych. Ponadto, w niniejszej pracy porównano wpływ wykonania wysiłków w warunkach statycznych i dynamicznych, co stanowi relatywnie nowe podejście w badanym aspekcie (wspomniany wskaźnik synergii motorycznych wykazał istotne wzrost dla formowania synergii po wykonaniu wysiłku w warunkach dynamicznych). Co więcej, pomimo zastosowania różnych wysiłków, sprawdzono wpływ ich wykonania w różnych warunkach, przez wzgląd na zaangażowaną kończynę górną lub kończyny górne. W odniesieniu do charakteru wysiłku, zaangażowana kończyna górna okazała się w większym stopniu wpływać na uzyskane wyniki badań. Największe zmiany zaobserwowano dla wysiłków wykonywanych kończyną dominującą, co podkreśla znaczenie wyboru kończyny górnej w kontekście wykonywania różnych czynności ruchowych w wielu sferach życia człowieka.

Pomimo weryfikacji postawionych hipotez badawczych, niniejsza rozprawa doktorska posiada pewne ograniczenia. Wykorzystano skalę Borga w celu odpowiedzi na postawione

pytania badawcze, nie jako narzędzia służącego do oceny wykonanych wysiłków przez osoby badane. Ponadto wykonywano zadanie motoryczne w sposób ciągły w narzuconym ogólnie tempie, a nie w sposób rytmiczny w preferowanym tempie przez badanych. Pomimo określenia wpływu wykonania wysiłku fizycznego na dwóch, różnych poziomach hierarchicznej kontroli synergii motorycznych, uzyskane wyniki wnoszą niewiele dodatkowych informacji w aspekcie wymienności formowania synergii motorycznych na kilku poziomach hierarchicznej kontroli. Wobec tego koniecznym wydaje się przeprowadzenie kolejnych analiz, mających na celu dokładniejsze zbadanie procesu wymienności formowania synergii na różnym poziomie kontroli (*Ryc. 78, panel B*). Przeprowadzenie wskazanej analizy pozwoliłoby na dokładniejszy opis omawianego procesu. Niemniej jednak przeprowadzenie analizy PCA w zaproponowany sposób mogłoby prawdopodobnie zakończyć się znalezieniem tylko jednego M-mode dla każdej z kończyn, co w sposób istotny wpłynęłoby na przeprowadzenie analizy synergii C. Rozwiązaniem powstających problemów metodologicznych, mogłaby zostać rejestracja aktywności bioelektrycznej (EMG) prostowników stawów łokciowych. Ponadto, tak zebrane dane pozwoliłyby na dodatkową interpretację uzyskanych wyników w aspekcie ko - kontrakcji pracujących mięśni w badanym zadaniu motorycznym. Niemniej jednak, konstrukcja wykorzystanego urządzenia pomiarowego nie pozwalała na rejestrację aktywności mięśni odpowiedzialnych za wyprost w stawach łokciowych, stąd zdecydowano się na pomiary sił oraz sygnału EMG jedynie dla ruchu zginania w stawach łokciowych obu kończyn (w warunkach statycznych).

W oparciu o uzyskane wyniki oraz wskazane ograniczenia pracy, konieczne wydają się dalsze badania związane z wpływem wykonania wysiłku na formowanie synergii motorycznych. Wydaje się, że dalsze badania w wskazanym kontekście mogą być prowadzone w trzech aspektach: pierwszym związanym z konstrukcją badanego zadania motorycznego, w ramach której należy zarejestrować aktywność zarówno zginaczy i prostowników stawów łokciowych dla ciągłych oraz dyskretnych pomiarów (napotkane ograniczenie w niniejszej pracy wyznacza kierunek dalszych badań); drugim opartym na zakładanej hierarchicznej kontroli synergii motorycznych (wymienność kontroli, zależność jednego poziomu kontroli od drugiego jako cecha układów dynamicznych) oraz trzecim wyjaśniającym kontrolę wykonania czynności obustronnych przez kończyny górne.

ROZDZIAŁ VI

WNIOSKI

Uzyskane wyniki badań pozwoliły na sformułowanie następujących wniosków:

1. Przeprowadzona analiza rzetelności pomiarowej pozwoliła na wyznaczenie niezbędnej liczby powtórzeń wykonania badanego zadania motorycznego w celu wiarygodnej identyfikacji synergii motorycznych, charakteryzującej się wymaganym (co najmniej dobrym) poziomem rzetelności dla zastosowania analizy UCM.
2. Wykonanie wysiłków fizycznych w istotny sposób wpłynęło na badane zadanie motoryczne. Pomimo braku istotnych różnic dla generowanych sił po wysiłkach obu kończyn oraz popełnianego błędu, wykazano spadek generowanych sił w pozostałych warunkach, wzrost aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG) oraz spadek częstotliwości sygnału EMG. Ponadto, dla wykonywanego zadania motorycznego istotne znaczenie miał wybór kończyny górnej, zaangażowanej w podjęcie wysiłku. Dla większości zmiennych, nie wykazano natomiast istotnych różnic pomiędzy wysiłkiem statycznym, a dynamicznym. Dla efektywnego wykonania badanego zadania motorycznego ważniejszym czynnikiem okazał się wybór kończyny która wykonywała wysiłek, niż charakter jego wykonania.
3. Wykonanie wysiłków fizycznych w istotny sposób wpłynęło na formowanie synergii motorycznych w badanym zadaniu motorycznym. Dla synergii mięśniowych (B) wykazano istotne zmiany nie dla wartości wyznaczonych M-modes, lecz dla ładunków czynnikowych określających rolę pojedynczych mięśni podczas wykonania zadania motorycznego. Dla synergii motorycznych (C) zarówno dla wyższego i niższego poziomu hierarchicznej kontroli wykazano istotny wzrost uzyskiwanej wariancji po wykonaniu wysiłku fizycznego. Wyższy poziom zakładanej hierarchii wykazał się większą wrażliwością (wzrost dla V_{UCM} oraz ΔV_Z) na wskazane zmiany niż niższy (wzrost V_{ORT}). Ponadto wykazano istotne różnice dla ΔV_Z (wyższy poziom hierarchii) pomiędzy warunkami wykonania wysiłku (statyczne/dynamiczne). Potwierdzono również (na obu poziomach zakładanej hierarchicznej kontroli synergii motorycznych) istotne znaczenie kończyny, która była zaangażowana w wykonanie wysiłku fizycznego.

BIBLIOGRAFIA:

1. Acosta AM, Dewald HA, Dewald JP (2011) Pilot study to test effectiveness of video game on reaching performance in stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 48:431–444.
2. Adam A, De Luca CJ (2005) Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of Applied Physiology* 99:268–280.
3. Adam A, De Luca CJ, Erim Z (1998) Hand Dominance and Motor Unit Firing Behavior. *Journal of Neurophysiology* 80:1373–1382.
4. Alexander R (2002) Energetics and optimization of human walking and running: The 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *American Journal of Human Biology* 14:641–648.
5. Ambike S, Mattos D, Zatsiorsky VM, Latash ML (2016a) Synergies in the space of control variables within the equilibrium-point hypothesis. *Neuroscience* 315:150–161.
6. Ambike S, Mattos D, Zatsiorsky VM, Latash ML (2016b) Unsteady steady-states: central causes of unintentional force drift. *Experimental Brain Research* 234:3597–3611.
7. Apriantono T, Nunome H, Ikegami Y, Sano S (2006) The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. *Journal of Sports Science* 24:951–960.
8. Arpinar-Avsar P, Park J, Zatsiorsky VM, Latash ML (2013) Effects of muscle vibration on multi-finger interaction and coordination. *Experimental Brain Research* 229:103–111.
9. Asavasopon S, Rana M, Kirages DJ (2014) Cortical Activation Associated with Muscle Synergies of the Human Male Pelvic Floor. *Journal of Neuroscience* 34:13811–13818.
10. Atkinson G, Nevill AM (1998) Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. Liverpool, England Contents. *Sports Medicine* 26:217–238.
11. Bagesteiro LB, Sainburg RL (2002) Handedness: Dominant Arm Advantages in Control of Limb Dynamics. *Journal of Neurophysiology* 88:2408–2421.
12. Bagesteiro LB, Sainburg RL (2003) Nondominant Arm Advantages in Load Compensation During Rapid Elbow Joint Movements. *Journal of Neurophysiology* 90:1503–1513.
13. Barlett MS (1954) A Note on the Multiplying Factors for Various χ^2 Approximations. *Journal of the Royal Statistic Society: Series B* 16:296–298.
14. Barry BK, Enoka RM (2007) The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integrative and Comparative Biology* 47:465–473.

15. Baudry S, Klass M, Pasquet B, Duchateau J (2007) Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology* 100:515–525.
16. Benzi R, Sutura A, Vulpiani A (1981) The mechanism of stochastic resonance. *Journal of Physics A* 14:453–457.
17. Bernstein NA (1967) *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford Pergamon Press.
18. Bernstein NA (1930) A new method of mirror cyclographie and its application towards the study of labor movements during work on a workbench. *Hyg Saf Pathol Labor* 5:3–9.
19. Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods JJ (1986) Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: Central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology* 61:421–429.
20. Bigland-Ritchie B, Woods JJ (1984) Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7:691–699.
21. Bigland-Ritchie B, Rice CL, Garland SJ, Walsh ML (1995) Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. *Advances in Experimental Medicine and Biology* 384:361–380.
22. Bizzi E, Cheung VCK, d'Avella A (2008) Combining modules for movement. *Brain Research Reviews* 57:125–133.
23. Bizzi E, Saltiel P, Tresch M (1998) Modular organization of motor behavior. *Zeitschrift fur Naturforschung C* 53:510–517.
24. Bober T, Zawadzki J (2001) *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.
25. Boonstra TW, Daffertshofer A, Van As E (2007) Bilateral motor unit synchronization is functionally organized. *Experimental Brain Research* 178:79–88.
26. Borg GA V. (1962) *Physical performance and perceived exertion*. Oxford, England: University Lund.
27. Bowman TG, Hart JM, McGuire BA, et al (2006) A Functional Fatiguing Protocol and Deceleration Time of the Shoulder from an internal rotation perturbation. *Journal of Athletic Training* 41:275–279.
28. Bracewell RM, Wing AM, Soper HM, Clark KG (2003) Predictive and reactive coordination of grip and load forces in bimanual lifting in man. *European Journal of Neuroscience* 18:2396–2402.

29. Braun DA, Aertsen A, Wolpert DM, Mehring C (2009) Motor Task Variation Induces Structural Learning. *Current Biology* 19:352–357.
30. Bruton A, Conway JH, Holgate ST (2000) Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy* 86:94–99.
31. Cahyadi BN, Khairunizam W, Zunaidi I (2019) Muscle Fatigue Detections during Arm Movement using EMG Signal. *IOP Conference Series Materials Science Engineering* 557:1–6.
32. Cairns SP, Knicker AJ, Thompson MW, Sjøgaard G (2005) Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exercise Sports Science Reviews* 33:9–16.
33. Cantú H, Emery K, Coté JN (2014) Effects of additional external weight on posture and movement adaptations to fatigue induced by a repetitive pointing task. *Human Movement Science* 35:1–16.
34. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F (2006) Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology* 95:3426–3437.
35. Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K (2001) Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *Journal of Physiology* 534:903–912.
36. Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, et al (2006) Contralateral effects of unilateral strength training: Evidence and possible mechanisms. *Journal of Applied Physiology* 101:1514–1522.
37. Cattell RB (1966) The scree test for the number of factors. *Multivariate Behavioral Research* 1:245–276.
38. Cauraugh JH, Lodha N, Naik SK, Summers J. (2010) Bilateral Movement Training and Stroke Motor Recovery Progress: A Structured Review and Meta-Analysis. *Human Movement Science* 29:853–870.
39. Chen Y, Ding M, Kelso JAS (1997) Long Memory Processes (1/f a Type) in Human Coordination. *Physical Review Letters* 79:4501–4504.
40. Chen YC, Yang JF, Hwang IS (2012) Global effect on multi-segment physiological tremors due to localized fatiguing contraction. *European Journal of Applied Physiology* 112:899–910.
41. Cheung VCK, D'Avella A, Tresch MC, Bizzi E (2005) Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors. *Journal of Neuroscience* 25:6419–6434.

42. Cheung VCK, Piron L, Agostini M (2009) Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 106:19563–19568.
43. Cheung VCK, Turolla A, Agostini M (2012) Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 109:14652–14656.
44. Christou EA, Enoka RM (2011) Aging and movement errors when lifting and lowering light loads. *Age* 33:393–407.
45. Churchland MM, Afshar A, Shenoy K V. (2006) A Central Source of Movement Variability. *Neuron* 52:1085–1096.
46. Contessa P, Adam A, De Luca CJ (2009) Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *Journal of Applied Physiology* 107:235–243.
47. Cooke JD, Virji-Babul N (1995) Reprogramming of muscle activation patterns at the wrist in compensation for elbow reaction torques during planar two-joint arm movements. *Experimental Brain Research* 106:169–176.
48. Corcos DM, Jiang HY, Wilding J, Gottlieb GL (2002) Fatigue induced changes in phasic muscle activation patterns for fast elbow flexion movements. *Experimental Brain Research* 142:1–12.
49. Cornwell A, Khodiguian N, Yoo EJ (2012) Relevance of hand dominance to the bilateral deficit phenomenon. *European Journal of Applied Physiology* 112:4163–4172.
50. Côté JN, Feldman AG, Mathieu PA, Levin MF (2008) Effects of Fatigue on Intermuscular Coordination during Repetitive Hammering. *Motor Control* 12:79–92.
51. Côté JN, Mathieu PA, Levin MF, Feldman AG (2002) Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Experimental Brain Research* 146:394–398.
52. Côté JN, Raymond D, Mathieu PA (2005) Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics* 20:581–590.
53. Cowley JC, Dingwell JB, Gates DH (2014) Effects of local and widespread muscle fatigue on movement timing. *Experimental Brain Research* 232:3939–3948.
54. Cruse H, Wischmeyer E, Brüwer M (1990) On the cost functions for the control of the human arm movement. *Biological Cybernetics* 62:519–528.
55. Cusumano JP, Cesari P (2006) Body-goal variability mapping in an aiming task. *Biological Cybernetics* 94:367–379.

56. d'Avella A, Bizzi E (2005) Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 102:3076–3081.
57. d'Avella A, Portone A, Fernandez L, Lacquaniti F (2006) Control of Fast-Reaching Movements by Muscle Synergy Combinations. *Journal of Neuroscience* 26:7791–7810.
58. d'Avella A, Saltiel P, Bizzi E (2003) Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience* 6:300–308.
59. Danion F, Latash ML, Li S (2003) Finger interactions studied with transcranial magnetic stimulation during multi-finger force production tasks. *Clinical Neurophysiology* 114:1445–1455.
60. Danion F, Latash ML, Li ZM, Zatsiorsky VM (2001) The effect of a fatiguing exercise by the index finger on single-and multi-finger force production tasks. *Experimental Brain Research* 138:322–329.
61. Danion F, Latash ML, Li ZM, Zatsiorsky VM (2000) The effect of fatigue on multifinger co-ordination in force production tasks in humans. *Journal of Physiology* 523:523–532.
62. Danna-dos-Santos A, Degani AM, Latash ML (2008) Flexible muscle modes and synergies in challenging whole-body tasks. *Experimental Brain Research* 189:171–187.
63. Danna-Dos-Santos A, Shapkova EY, Shapkova AL (2009) Postural control during upper body locomotor-like movements: Similar synergies based on dissimilar muscle modes. *Experimental Brain Research* 193:565–579.
64. Danna-Dos-Santos A, Slomka K, Zatsiorsky VM, Latash ML (2007) Muscle modes and synergies during voluntary body sway. *Experimental Brain Research* 179:533–550.
65. Danna-Dos Santos A, Poston B, Jesunathadas M (2010) Influence of Fatigue on Hand Muscle Coordination and EMG-EMG Coherence During Three-Digit Grasping. *Journal of Neurophysiology* 104:3576–3587.
66. de Freitas PB, Freitas SMSF, Lewis MM (2018) Stability of steady hand force production explored across spaces and methods of analysis. *Experimental Brain Research* 236:1545–1562.
67. de Vries IEJ, Daffertshofer A, Stegeman DF, Boonstra TW (2016) Functional connectivity in the neuromuscular system underlying bimanual coordination. *Journal of Neurophysiology* 116:2576–2585.
68. Delavier F (2006) *Atlas Treningu Siłowego*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa.
69. Dewald JPA, Pope PS, Given JD (1995) Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain* 118:495–510.

70. Domkin D, Laczko J, Djupsjöbacka M (2005) Joint angle variability in 3D bimanual pointing: Uncontrolled manifold analysis. *Experimental Brain Research* 163:44–57.
71. Donatelli R (2017) *Rehabilitacja w sporcie*. Elsevier Urban & Partner Wrocław.
72. Dounskaia NV, Swinnen SP, Walter CB (1998) Hierarchical control of different elbow-wrist coordination patterns. *Experimental Brain Research* 121:239–254.
73. Downing SM (2004) Reliability: On the reproducibility of assessment data. *Medical Education* 38:1006–1012.
74. Drabik L, Sobol E (2017) *Słownik Języka Polskiego*. Wydawnictwo naukowe PWN.
75. Duarte M, Latash ML (2007) Effects of postural task requirements on the speed-accuracy trade-off. *Experimental Brain Research* 180:457–467.
76. Eccles JC (1981) Physiology of Motor Control in Man. *Journal of Applied Neurophysiology* 44:5–15.
77. Edelman GM, Gally JA (2001) Degeneracy and complexity in biological systems. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 98:13763–13768.
78. Ehrensberger M, Simpson D, Broderick P, Monaghan K (2016) Cross-education of strength has a positive impact on post-stroke rehabilitation: a systematic literature review. *Topics in Stroke Rehabilitation* 23:126–135.
79. Enoka RM (1995) Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 5:141–149.
80. Enoka RM (1988) Muscle Strength and Its Development: New Perspectives. *International Journal of Applied Science in Sport Exercise Medicine* 6:146–168.
81. Enoka RM, Baudry S, Rudroff T (2011) Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21:208–219.
82. Enoka RM, Duchateau J (2008) Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology* 586:11–23.
83. Enoka RM, Stuart DG (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* 72:1631–1648.
84. Evans N (2007) *Bodybuilding anatomy*. Human Kinetics.
85. Evans WJ, Lambert CP (2007) Physiological Basis of fatigue. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 86:29–46.
86. Falaki A, Huang X, Lewis MM, Latash ML (2016) Impaired synergic control of posture in Parkinson's patients without postural instability. *Gait & Posture* 44:209–215.
87. Farina D, Merletti R, Enoka RM (2004) The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96:1486–1495.

88. Feldman AG (1986) Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *Journal of Motor Behavior* 18:17–54.
89. Feldman AG, Goussev V, Sangole A, Levin MF (2007) Threshold position control and the principle of minimal interaction in motor actions. *Progress in Brain Research* 165:267–281.
90. Feldman AG, Levin MF (1995) The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behavioral and Brain Sciences* 18:751–753.
91. Fidelus K (1963) *Biomechanika ćwiczeń fizycznych*. Wydawnictwo Sport i Turystyka.
92. Fitts PM (1954) The Information Capacity of the Human Motor System in Controlling the Amplitude of Movement. *Journal of Experimental Psychology* 47:381–391.
93. Flash T, Hogan N (1985) The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience* 5:1688–1703.
94. Forestier N, Nougier V (1998) The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neuroscience Letters* 252:187–190.
95. De Freitas PB, Freitas SMSF, Lewis MM (2019) Stability of steady hand force production explored across spaces and methods of analysis. *Experimental Brain Research* 236:1545–1562.
96. Freitas SMSF, de Freitas PB, Lewis MM (2018) Quantitative analysis of multi-element synergy stabilizing performance: comparison of three methods with respect to their use in clinical studies. *Experimental Brain Research* 237:453–465.
97. Freitas SMSF, Scholz JP (2009) Does hand dominance affect the use of motor abundance when reaching to uncertain targets? *Human Movement Science* 28:169–190.
98. Fuller JR, Fung J, Côté JN (2013) Posture-movement responses to stance perturbations and upper limb fatigue during a repetitive pointing task. *Human Movement Science* 32:618–632
99. Fuller JR, Lomond KV, Fung J, Côté JN (2009) Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19:1043–1052.
100. Furmanek MP, Solnik S, Piscitelli D (2017) Synergies and Motor Equivalence in Voluntary Sway Tasks : The Effects of Visual and Mechanical Constraints Synergies and Motor Equivalence in Voluntary Sway Tasks : *Journal of Motor Behavior* 2895:1–18.
101. Furness P, Jessop J, Lippold CJ (1977) Long-lasting increases in the tremor of human hand muscles following brief, strong effort. *Journal of Physiology* 265:821–831.

102. Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews* 81:1725–89.
103. Gandevia SC, Allen GM, Butler JE, Taylor JL (1996) Supraspinal factors in human muscle fatigue: Evidence for suboptimal output from the motor cortex. *Journal of Physiology* 490:529–536.
104. Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, (1995) *Fatigue-neural and muscular mechanisms*. New York: Plenum Press.
105. Gandevia SC, Herbert RD, Leeper JB (1998) Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions. *Journal of Physiology* 512:595–602.
106. Garland SJ, Enoka RM, Serrano LP, Robinson GA (1994) Behavior of motor units in human biceps brachii during a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology* 76:2411–19.
107. Gates DH, Dingwell JB (2008) The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements. *Experimental Brain Research* 187:573–585.
108. Gates DH, Dingwell JB (2011) The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability. *Experimental Brain Research* 209:525–536.
109. Gates DH, Dingwell JB (2010) Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements. *Journal of Biomechanics* 43:913–19.
110. Gelfand I., Tsetlin M. (1966) On mathematical modeling of the mechanism of the central nervous system. In: *Models of the structural-functional organization of certain biological systems*. MIT Press: Cambridge, pp 9–26.
111. Gelfand IM, Latash ML (1998) On the Problem of Adequate Language in Motor Control. *Motor Control* 2:306–313.
112. Giszter S, Patil V, Hart C (2007) Primitives, premotor drives, and pattern generation: a combined computational and neuroethological perspective. *Progress in Brain Research* 165:323–346.
113. Giszter SF (2015) Motor primitives-new data and future questions. *Current Opinion in Neurobiology* 33:156–165.
114. Glazier PS, Wheat JS, Pease DL, Barlett RM (2006) The interface of biomechanics and motor control: dynamic systems theory and the functional role of movement variability. In: *Movement System Variability*. Human Kinetics.
115. Goodman JS, Wood RE, Hendrickx M (2004) Feedback Specificity, Exploration, and Learning. *Journal of Applied Psychology* 89:248–262.

116. Gorniak SL, Alberts JL (2013) Effects of task complexity on grip-to-load coordination in bimanual actions. *Experimental Brain Research* 225:559–567.
117. Gorniak SL, Zatsiorsky VM, Latash ML (2007a) Hierarchies of synergies: An example of two-hand, multi-finger tasks. *Experimental Brain Research* 179:167–180.
118. Gorniak SL, Zatsiorsky VM, Latash ML (2011) Manipulation of a fragile object by elderly individuals. *Experimental Brain Research* 212:505–516.
119. Gorniak SL, Zatsiorsky VM, Latash ML (2007b) Emerging and disappearing synergies in a hierarchically controlled system. *Experimental Brain Research* 183:259–270.
120. Gorniak SL, Zatsiorsky VM, Latash ML (2009) Hierarchical control of static prehension: I. Biomechanics. *Experimental Brain Research* 193:615–631.
121. Gorniak SL, Duarte M, Latash ML (2008) Do synergies improve accuracy?: A study of speed-accuracy trade-offs during finger force production. *Motor Control* 12:1–21.
122. Górska T, Grabowska A, Zagrodzka J (2012) *Mózg, a zachowanie*. Wydawnictwo naukowe PWN.
123. Górski J (2011) *Fizjologia wysiłku i treningu fizycznego*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa.
124. Gottlieb S, Lippold OC (1983) The 4-6 HZ tremor during sustained contraction in normal human subjects. *Journal of Physiology* 336:499–509.
125. Green HJ (1997) Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *Journal of Sports Science* 15:247–256.
126. Green JM, Dennis J, Benets LA (1989) Attention disorder in a group of young Down's syndrome children. *Journal of Intellectual Disability Research* 33:105–122.
127. Green LA, Gabriel DA (2018) The effect of unilateral training on contralateral limb strength in young, older, and patient populations: a meta-analysis of cross education. *Physical Therapy Reviews* 23:238–249.
128. Gueugnon M, Torre K, Mottet D, Bonnetblanc F (2014) Asymmetries of bilateral isometric force matching with movement intention and unilateral fatigue. *Experimental Brain Research* 232:1699–1706.
129. Haaland KY, Prestopnik JL, Knight RT, Lee RR (2004) Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. *Brain* 127:1145–1158.
130. Hajiloo B, Anbarian M, Esmaeili H, Mirzapour M (2020) The effects of fatigue on synergy of selected lower limb muscles during running. *Journal of Biomechanics* 103:109692.
131. Halla Olafsdottir, Yoshida N, Zatsiorsky VM, Latash ML (2007) Elderly Show Decreased Adjustments of Motor Synergies in Prep to Action. *Clinical Biomechanics* 22:44–51.

132. Hamill J, Haddad JM, Heiderscheid BC (2006) Clinical relevance of variability in coordination. In: *Movement System Variability*. Human Kinetics.
133. Hammarskjöld E, Harms-Ringdahl K (1992) Effect of arm-shoulder fatigue on carpenters at work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 64:402–409.
134. Harris CM, Wolpert DM (1998) Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature* 394:780–784.
135. Hasan Z (1986) Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements. *Biological Cybernetics* 53:373–382.
136. Hayward L, Wesselmann U, Rymer WZ (1991) Effects of muscle fatigue on mechanically sensitive afferents of slow conduction velocity in the cat triceps surae. *Journal of Neurophysiology* 65:360–370.
137. Hendy AM, Spittle M, Kidgell DJ (2012) Cross education and immobilisation: Mechanisms and implications for injury rehabilitation. *Journal of Science and Medicine in Sport* 15:94–101.
138. Henneman E, Somjen G, Carpenter D (1965) Excitability and inhibibility of motoneurons of different sizes. *Journal of Neurophysiology* 28:599–620.
139. Herzfeld DJ, Shadmehr R (2014) Motor variability is not noise, but grist for the learning mill. *Nature Neuroscience* 17:149–150.
140. Hopkins WG (2000) Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine* 30:1–15.
141. Horak FB, Nutt JG, Nashner L. (1992) Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences* 111:46–58.
142. Hostens I, Seghers J, Spaepen A, Ramon H (2004) Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14:205–215.
143. Howard JD, Enoka RM (1991) Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *Journal of Applied Physiology* 70:306–316.
144. Hu X, Newell KM (2011) Aging, visual information, and adaptation to task asymmetry in bimanual force coordination. *Journal of Applied Physiology* 111:1671–1680.
145. Huang VS, Krakauer JW (2009) Robotic neurorehabilitation: A computational motor learning perspective. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 6:1–13.

146. Huffenus A-F, Amarantini D, Forestier N (2006) Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Experimental Brain Research* 170:438–47.
147. Hunter SK, Enoka RM (2001) Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *Journal of Applied Physiology* 91:2686–2694.
148. Hunter SK, Ryan DL, Ortega JD, Enoka RM (2002) Task Differences With the Same Load Torque Alter the Endurance Time of Submaximal Fatiguing Contractions in Humans. *Journal of Neurophysiology* 88:3087–3096.
149. Huysmans MA, Hoozemans MJM, van der Beek AJ (2008) Fatigue effects on tracking performance and muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18:410–419.
150. Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F (2004) Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *Journal of Physiology* 556:267–282.
151. Jakobi JM, Cafarelli E (1998) Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology* 84:200–206.
152. Jaric S, Blesic S, Milanovic S (1999) Changes in movement final position associated with agonist and antagonist muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 80:467–471.
153. Jaric S, Collins JJ, Marwaha R, Russell E (2006) Interlimb and within limb force coordination in static bimanual manipulation task. *Experimental Brain Research* 168:88–97.
154. Jaric S, Latash ML (1999) Learning a pointing task with a kinematically redundant limb: Emerging synergies and patterns of final position variability. *Human Movement Science* 18:819–838.
155. Jaric S, Russell EM, Collins JJ, Marwaha R (2005) Coordination of hand grip and load forces in uni and bidirectional static force production tasks. *Neuroscience Letters* 381:51–56.
156. Jaroszyk F (2002) *Biofizyka. Podręcznik dla studentów*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
157. Jin Y, Seong JW, Cho YC, Yoon BC (2019) Effects of aging on motor control strategies during bimanual isometric force control. *Adaptive Behavior* 27:267–275.
158. Jo HJ, Park J, Lewis MM (2015) Prehension synergies and hand function in early stage Parkinson's disease. *Experimental Brain Research* 233:425–440.

159. Jones KE, Hamilton AF, Wolpert DM (2002) Sources of signal-dependent noise during isometric force production. *Journal of Neurophysiology* 88:1533–44.
160. Juras G (2003) Koordynacyjne uwarunkowania procesu uczenia się utrzymywania równowagi ciała. Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach.
161. Kaiser HF (1960) The application of electronic computers to factor analysis. *Educational and Psychological Measurement* 1:141–151.
162. Kallenberg LAC, Schulte E, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ (2007) Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17:264–274.
163. Kang N, Cauraugh JH (2017) Bilateral synergy as an index of force coordination in chronic stroke. *Experimental Brain Research* 235:1501–1509.
164. Kang N, Cauraugh JH (2014) Force control improvements in chronic stroke: Bimanual coordination and motor synergy evidence after coupled bimanual movement training. *Experimental Brain Research* 232:503–513.
165. Kang N, Roberts LM, Aziz C, Cauraugh JH (2019) Age-related deficits in bilateral motor synergies and force coordination. *BMC Geriatrics* 19:1–7.
166. Kang N, Shinohara M, Zatsiorsky VM, Latash ML (2004) Learning multi-finger synergies: An uncontrolled manifold analysis. *Experimental Brain Research* 157:336–350.
167. Kapur S, Friedman J, Zatsiorsky VM, Latash ML (2010a) Finger interaction in a three-dimensional pressing task. *Experimental Brain Research* 203:101–118.
168. Kapur S, Zatsiorsky VM, Latash ML (2010b) Age-related changes in the control of finger force vectors. *Journal of Applied Physiology* 109:1827–1841.
169. Kargo WJ, Ramakrishnan A, Hart CB (2010) A Simple Experimentally Based Model Using Proprioceptive Regulation of Motor Primitives Captures Adjusted Trajectory Formation in Spinal Frogs. *Journal of Neurophysiology* 103:573–590.
170. Karol S, Kim YS, Huang J (2011) Multi-finger pressing synergies change with the level of extra degrees of freedom. *Experimental Brain Research* 208:359–367.
171. Kattla S, Lowery MM (2010) Fatigue related changes in electromyographic coherence between synergistic hand muscles. *Experimental Brain Research* 202:89–99.
172. Kay BA, Turvey MT, Meijer OG (2003) An Early Oscillator Model: Studies on the Biodynamics of the Piano Strike (Bernstein & Popova, 1930). *Motor Control* 7:1–45.
173. Kelso JAS (1982) *Human Motor Behavior. An Introduction.* Hillsdale.
174. Kelso JAS, Schoner G (1988) Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science* 7:27–46.

175. Kim S, Ashe J, Hendrich K (1993) Functional Magnetic Resonance Imaging of Motor Cortex: Hemispheric Asymmetry and Handedness. *Science* 1:615–616.
176. Konrad P (2007) ABC EMG. Technomex.
177. Koo TK, Li MY (2016) A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* 15:155–163.
178. Kouzaki M, Shinohara M, Masani K (2002) Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *Journal of Applied Physiology* 93:675–684.
179. Kozłowski S, Nazar K (1999) Wprowadzenie do fizjologii klinicznej. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa.
180. Krishnamoorthy V, Goodman S, Zatsiorsky V, Latash ML (2003) Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: Identification of muscle modes. *Biological Cybernetics* 89:152–161.
181. Krishnamoorthy V, Latash ML, Scholz JP, Zatsiorsky VM (2004) Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: Effect of instability and additional support. *Experimental Brain Research* 157:18–31.
182. Krishnamoorthy V, Scholz JP, Latash ML (2007) The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task. *Clinical Neurophysiology* 118:525–537.
183. Kristiansen M, Samani A, Madeleine P, Hansen EA (2016) Effects of 5 weeks of bench press training on muscle synergies: A randomized controlled study. *Journal of Strength and Conditioning Research* 30:1948-1959.
184. Kruger ES, Hoopes JA, Cordial RJ, Li S (2007) Error compensation during finger force production after one and four-finger voluntarily fatiguing exercise. *Experimental Brain Research* 181:461–468.
185. Kukke SN, Curatalo LA, De Campos AC (2016) Coordination of Reach to Grasp Kinematics in Individuals with Childhood Onset Dystonia Due to Hemiplegic Cerebral Palsy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 24:582–590.
186. Lachin JM (2004) The role of measurement reliability in clinical trials. *Clinical Trials* 1: 553–566.
187. Lakens D (2013) Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology* 4:1–12.
188. Latash M (2012a) Fundamentals of Motor Control. Academic Press. Elsevier.
189. Latash ML (1996) How does our brain make its choices? In: Dexterity and its development. Erlbaum Mahwah., 277–304.

190. Latash ML (2017) Biological Movement and Laws of Physics. *Motor Control* 21:327–344.
191. Latash ML (2008a) Synergy, Oxford. Un. Oxford. University Press.
192. Latash ML (2021) One more time about motor (and non-motor) synergies. *Experimental Brain Research* 239:2951–2967.
193. Latash ML (2010a) Stages in learning motor synergies: A view based on the equilibrium-point hypothesis. *Human Movement Science* 29:642–654.
194. Latash ML (2008b) Two Aspects of Motor Learning. *Learning Movements and Learning Synergies. Advances in Psychology* 139:155–166.
195. Latash ML (2012b) The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Experimental Brain Research* 217:1–5.
196. Latash ML (2010b) Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis. *Motor Control* 14:294–322.
197. Latash ML, Aruin AS, Shapiro MB (1995) The relation between posture and movement: A study of a simple synergy in a two-joint task. *Human Movement Science* 14:79–107.
198. Latash ML, Gorniak S, Zatsiorsky VM (2008c) Hierarchies of Synergies in Human Movements. *Kinesiology* 40:29–38.
199. Latash ML, Huang X (2015) Neural control of movement stability: Lessons from studies of neurological patients. *Neuroscience* 301:39–48.
200. Latash ML, Li ZM, Zatsiorsky VM (1998) A principle of error compensation studied within a task of force production by a redundant set of fingers. *Experimental Brain Research* 122:131–138.
201. Latash ML, Scholz JF, Danion F, Schöner G (2001) Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. *Experimental Brain Research* 141:153–165.
202. Latash ML, Scholz JF, Danion F, Schöner G (2002a) Finger coordination during discrete and oscillatory force production tasks. *Experimental Brain Research* 146:419–432.
203. Latash ML, Scholz JP, Schöner G (2007) Toward a New Theory of Motor Synergies. *Motor Control* 11:276–308.
204. Latash ML, Scholz JP, Schöner G (2002b) Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30:26–31.
205. Latash ML, Zatsiorsky VM (2016) *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. Academic Press. Elsevier.

206. Latash MML, Levin MMF, Scholz JP, Schöner G (2010c) Motor Control Theories and Their Applications. *Medicina* 46:382–92.
207. Lavender AP, Nosaka K (2006) Changes in fluctuation of isometric force following eccentric and concentric exercise of the elbow flexors. *European Journal of Applied Physiology* 96:235–240.
208. Leo A, Handjaras G, Bianchi M (2015) A synergy-based hand control is encoded in human motor cortical areas. *Elife* 5:1–32.
209. Lévénez M, Kotzamanidis C, Carpentier A, Duchateau J (2005) Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology* 99:1182–1188.
210. Li S, Danion F, Latash ML (2000) Finger coordination and bilateral deficit during two-hand force production tasks performed by right-handed subjects. *Journal of Applied Biomechanics* 16:379–391.
211. Liljequist D, Elfving B, Roaldsen KS (2019) Intraclass correlation—A discussion and demonstration of basic features. *PLoS ONE* 14: e0219854.
212. Macefield VG, Gandevia SC, Bigland-Ritchie B (1993) The firing rates of human motoneurons voluntarily activated in the absence of muscle afferent feedback. *Journal of Physiology* 471:429–443.
213. Madarshahian S, Latash ML (2021) Synergies at the level of motor units in single-finger and multi-finger tasks. *Experimental Brain Research* 239:2905–2923.
214. Madeleine P, Jørgensen LV, Søggaard K (2002) Development of muscle fatigue as assessed by electromyography and mechanomyography during continuous and intermittent low-force contractions: Effects of the feedback mode. *European Journal of Applied Physiology* 87:28–37.
215. Maluf KS, Enoka RM (2005) Task failure during fatiguing contractions performed by humans. *Journal of Applied Physiology* 99:389–396.
216. Maluf KS, Shinohara M, Stephenson JL, Enoka RM (2005) Muscle activation and time to task failure differ with load type and contraction intensity for a human hand muscle. *Experimental Brain Research* 167:165–177.
217. Manca A, Dragone D, Dvir Z, Deriu F (2017) Cross-education of muscular strength following unilateral resistance training: a meta-analysis. *European Journal of Applied Physiology* 117:2335–2354.

218. Martin JR, Latash ML, Zatsiorsky VM (2009a) Interaction of finger enslaving and error compensation in multiple finger force production. *Experimental Brain Research* 192:293–298.
219. Martin JR, Zatsiorsky VM, Latash ML (2011) Multi-finger interaction during involuntary and voluntary single finger force changes. *Experimental Brain Research* 208:423–435.
220. Martin V, Scholz JP, Schöner G (2009b) Redundancy, self-motion, and motor control. *Neural Computations* 21:1371–1414.
221. Matheson GJ (2019) We need to talk about reliability: Making better use of test-retest studies for study design and interpretation. *Peer Journal* 7:1–25.
222. Matsunaga N, Okubo Y, Isagawa S (2021) Muscle fatigue in the gluteus maximus changes muscle synergies during single-leg landing. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 27:493–499.
223. Mattos D, Schöner G, Zatsiorsky VM, Latash ML (2015) Motor equivalence during multi-finger accurate force production. *Experimental Brain Research* 233:487–502.
224. Mattos DJS, Latash ML, Park E (2011) Unpredictable elbow joint perturbation during reaching results in multijoint motor equivalence. *Journal of Neurophysiology* 106:1424–1436.
225. McGraw KO, Wong SP (1996) Forming inferences about some intraclass correlations coefficients: Correction. *Psychological Methods* 1:390–390.
226. McGraw KO, Wong SP (1992) A Common Language Effect Size Statistic. *Psychological Bulletin* 111:361–365.
227. Mirsky AF (1995) Perils and pitfalls on the path to normal potential: The role of impaired attention. Homage to Herbert G. Birch. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology* 17:481–498.
228. Missenard O, Mottet D, Perrey S (2009a) Adaptation of motor behavior to preserve task success in the presence of muscle fatigue. *Neuroscience* 161:773–786.
229. Missenard O, Mottet D, Perrey S (2008a) Muscular fatigue increases signal-dependent noise during isometric force production. *Neuroscience Letters* 437:154–157.
230. Missenard O, Mottet D, Perrey S (2008b) The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. *Experimental Brain Research* 185:151–156.
231. Missenard O, Mottet D, Perrey S (2009b) Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. *Muscle and Nerve* 40:1019–1032.

232. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J (2009) Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *Chinese Journal of Integrative Medicine* 7:889–896.
233. Morrison S, Kavanagh J, Obst SJ (2005) The effects of unilateral muscle fatigue on bilateral physiological tremor. *Experimental Brain Research* 167:609–621.
234. Muceli S, Boye AT, D’Avella A, Farina D (2010) Identifying Representative Synergy Matrices for Describing Muscular Activation Patterns During Multidirectional Reaching in the Horizontal Plane. *Journal of Neurophysiology* 103:1532–1542.
235. Müller H, Sternad D (2004) Decomposition of Variability in the Execution of Goal-Oriented Tasks: Three Components of Skill Improvement. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance* 30:212–233.
236. Munn J, Herbert RD, Gandevia SC (2004) Contralateral effects of unilateral resistance training: A meta-analysis. *Journal of Applied Physiology* 96:1861–1866.
237. Nardone A, Tarantola J, Giordano A, Schieppati M (1997) Fatigue effects on body balance. *Electroencephalogram Clinical Neurophysiology* 105:309–320.
238. Nazmi N, Rahman MAA, Yamamoto SI (2016) A review of classification techniques of EMG signals during isotonic and isometric contractions. *Sensors* 16:1–28.
239. Nelson WL (1983) Physical principles for economies of skilled movements. *Biological Cybernetics* 46:135–147.
240. Newell KM (1991) Motor Skill Acquisition. *Annual Reviews Psychology* 213–237.
241. Newell KM, Carlton LG, Carlton MJ, Halbert JA (1980) Velocity as a factor in movement timing accuracy. *Journal of Motor Behavior* 12:47–56.
242. Newell KM, Corcos DM (1993) Variability and motor control. *Human Kinetics*.
243. Newell KM, Deutsch KM, Sosnoff JJ, Mayer-Kress G (2006) Motor output variability as noise: A default and erroneous proposition? In: *Movement System Variability. Human Kinetics* 3–24.
244. Newell KM, Slifkin AB (1998) The nature of movement variability. In: *Motor behavior and human skill: A multidisciplinary perspective. Human Kinetics*, 143–160.
245. Newell KM, Van Emmerik REA, Sprague RL (1993) Stereotypy and variability. In: *Variability and motor control. Human Kinetics*.
246. Nichols TR (1994) A Biomechanical Perspective on Spinal Mechanisms of Coordinated Muscular Action: An Architecture Principle. *Acta Anatomica* 151:1–13.
247. Nichols TR (2002) Musculoskeletal mechanics a foundation of motor physiology. *Advances in Experimental Medicine and Biology* 508:473–479.

248. Nussbaum MA (2001) Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. *European Journal of Applied Physiology* 85:299–309.
249. Oda S, Moritani T (1994) Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 69:240–243.
250. Oda S, Moritani T (1995) Cross-correlation of bilateral differences in fatigue during sustained maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70:305–310.
251. Oldfield RC (1971) The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsychologia* 9:97–113.
252. Olejnik S, Algina J (2003) Generalized Eta and Omega Squared Statistics: Measures of Effect Size for Some Common Research Designs. *Psychological Methods* 8:434–447.
253. Ortega-Auriol PA, Besier TF, Byblow WD, McMorland AJC (2018) Fatigue Influences the Recruitment, but Not Structure, of Muscle Synergies. *Frontiers in Human Neuroscience* 12:1–12.
254. Osiński W (2003) *Antropomotoryka*. Akademia Wychowania Fizycznego im. Eugeniusza Piaseckiego. Poznań.
255. Park J, Jo HJ, Lewis MM (2013a) Effects of Parkinson's disease on optimization and structure of variance in multi-finger tasks. *Experimental Brain Research* 231:51–63.
256. Park J, Kim YS, Shim JK (2010) Prehension synergy: Effects of static constraints on multi-finger prehension. *Human Movement Science* 29:19–34.
257. Park J, Lewis MM, Huang X, Latash ML (2013b) Effects of olivo-ponto-cerebellar atrophy (OPCA) on finger interaction and coordination. *Clinical Neurophysiology* 124:991–998.
258. Park J, Singh T, Zatsiorsky VM, Latash ML (2012) Optimality versus variability: Effect of fatigue in multi-finger redundant tasks. *Experimental Brain Research* 216:591–607.
259. Park J, Xu D (2017) Multi-Finger Interaction and Synergies in Finger Flexion and Extension Force Production. *Frontiers in Human Neuroscience* 11:1–12.
260. Parsa B, O'Shea DJ, Zatsiorsky VM, Latash ML (2016) On the nature of unintentional action: a study of force/moment drifts during multifinger tasks. *Journal of Neurophysiology* 116:698–708.
261. Parsa B, Terekhov A, Zatsiorsky VM, Latash ML (2017) Optimality and stability of intentional and unintentional actions: I. Origins of drifts in performance. *Experimental Brain Research* 235:481–496.

262. Pereira R, Mendel MMA, Schettino L (2014) Acute neuromuscular responses to a resistance exercise session performed using the DeLorme and Oxford techniques. *Human Movement* 14:34-352.
263. Perotto AO (2005) *Anatomical Guide for the Electromyographer*. Charles C Thomas.
264. Peters M (1994) *Does Handedness Play a Role in the Coordination of Bimanual Movement?* Academic Press.
265. Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C (2012) Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications* 39:7420–7431.
266. Pincus SM, Goldberger AL (1994) Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology* 266:1643–1656.
267. Portney LG, Watkins MP (2015) *Foundations of Clinical Research. Applications to practice*. F.A Davis Company.
268. Post M, Bayrak S, Kernell D, Zijdwind I (2008) Contralateral muscle activity and fatigue in the human first dorsal interosseous muscle. *Journal of Applied Physiology* 105:70–82.
269. Putnam CA (1993) Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics* 26:125–135.
270. Quirk DA, Hubley-Kozey CL (2014) Age-related changes in trunk neuromuscular activation patterns during a controlled functional transfer task include amplitude and temporal synergies. *Human Movement Science* 38:262–280.
271. Raczek J (2010) *Antropomotoryka*. PZWL, Warszawa.
272. Raczek J, Mynarski W, Ljach W (2003) *Kształtowanie i diagnozowanie koordynacyjnych zdolności motorycznych*. Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach.
273. Reisman DS, Scholz JP (2003) Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. *Brain* 126:2510–2527.
274. Reisman DS, Scholz JP (2006) Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis. *Experimental Brain Research* 170:265–276.
275. Reschechtko S, Latash ML (2017) Stability of Hand Force Production: I. Hand Level Control Variables and Multi-Finger Synergies. *Journal of Neurophysiology* 118:3152–3164.
276. Reschechtko S, Latash ML (2018) Stability of hand force production. II. Ascending and descending synergies. *Journal of Neurophysiology* 120:1045–1060.
277. Reschechtko S, Zatsiorsky VM, Latash ML (2014) Stability of multifinger action in different state spaces. *Journal of Neurophysiology* 112:3209–3218.

278. Reschechtko S, Zatsiorsky VM, Latash ML (2016) The synergic control of multi-finger force production: stability of explicit and implicit task components. *Experimental Brain Research* 1:1-14.
279. Ridderikhoff A, Peper CE, Beek PJ (2005) Unraveling Interlimb Interactions Underlying Bimanual Coordination. *Journal of Neurophysiology* 94:3112–3125.
280. Riley MA, Turvey MT (2002) Variability and determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior* 34:99–125.
281. Riley MA, Wong S, Mitra S, Turvey MT (1997) Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research* 117:165–170.
282. Riley ZA, Maerz AH, Litsey JC, Enoka RM (2008) Motor unit recruitment in human biceps brachii during sustained voluntary contractions. *Journal of Physiology* 586:2183–2193.
283. Rosenbaum DA, Cohen RG, Jax SA (2007) The problem of serial order in behavior: Lashley's legacy. *Human Movement Science* 26:525–554.
284. Rosenbaum DA, Loukopoulos LD, Vaughan J (1995) Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychological Reviews* 102:28–67.
285. Rosenblatt NJ, Hurt CP (2019) Recommendation for the minimum number of steps to analyze when performing the uncontrolled manifold analysis on walking data. *Journal of Biomechanics* 85:218–223.
286. Sacco P, Thickbroom GW, Thompson ML, Mastaglia FL (1997) Changes in corticomotor excitation and inhibition during prolonged submaximal muscle contractions. *Muscle and Nerve* 20:1158–1166.
287. Sainburg RL (2002) Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness. *Experimental Brain Research* 142:241–258.
288. Sainburg RL (2005) Handedness: Differential specializations for control of trajectory and position. *Exercise and Sport Science Reviews* 33:206–213.
289. Sainburg RL, Kalakanis D (2000) Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *Journal of Neurophysiology* 83:2661–75.
290. Sainburg RL, Schaefer SY (2004) Interlimb Differences in Control of Movement Extent. *Journal of Neurophysiology* 92:1374–1383.
291. Saltzman E, Kelso S (1987) Skilled Actions: A Task-Dynamic Approach. *Psychological Reviews* 94:84–106.
292. Samani A, Kristiansen M (2017) Inter-and Intra-Subject Similarity of Muscle Synergies During Bench Press With Slow and Fast Velocity. *Motor Control* 1–25.

293. Sarabon N, Markovic G, Mikulic P, Latash ML (2013) Bilateral synergies in foot force production tasks. *Experimental Brain Research* 227:121–130.
294. Sarlegna FR, Sainburg RL (2007) The effect of target modality on visual and proprioceptive contributions to the control of movement distance. *Experimental Brain Research* 176:267–280.
295. Sawers A, Allen JL, Ting LH (2015) Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control. *Journal of Neurophysiology* 114:3359–3373.
296. Schmidt RA, Zelaznik H, Hawkins B (1979) Motor-output variability: A theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Reviews* 86:415–451.
297. Scholz JP, Danion F, Latash ML, Schöner G (2002) Understanding finger coordination through analysis of the structure of force variability. *Biological Cybernetics* 86:29–39.
298. Scholz JP, Kang N, Patterson D, Latash ML (2003) Uncontrolled manifold analysis of single trials during multi-finger force production by persons with and without Down syndrome. *Experimental Brain Research* 153:45–58.
299. Scholz JP, Kelso JAS, Schöner G (1987) Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: critical fluctuations. *Physics Letters A* 123:390–394.
300. Scholz JP, Schöner G (1999) The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research* 126:289–306.
301. Scholz JP, Schöner G, Latash ML (2000) Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental Brain Research* 135:382–404.
302. Schöner G (1990) A dynamic theory of coordination of discrete movement. *Biological Cybernetics* 63:257–270.
303. Schöner G (1995) Recent developments and problems in human movement science and their conceptual implications. *Ecological Psychology* 7:291–314.
304. Schöner G (2002) Timing, clocks, and dynamical systems. *Brain Cognition* 48:31–51.
305. Seif-Naraghi A, Winters J. (1990) Optimized strategies for scaling goal-directed dynamic limb movements. *Multiple Muscle Systems* 312–334.
306. Semmler JG, Tucker KJ, Allen TJ, Proske U (2007) Eccentric exercise increases EMG amplitude and force fluctuations during submaximal contractions of elbow flexor muscles. *Journal of Applied Physiology* 103:979–989.
307. Senefeld J, Yoon T, Bement MH, Hunter SK (2013) Fatigue and recovery from dynamic contractions in men and women differ for arm and leg muscles. *Muscle and Nerve* 48:436–439.

308. Senefeld J, Yoon T, Hunter SK (2017) Age differences in dynamic fatigability and variability of arm and leg muscles: Associations with physical function. *Experimental Gerontology* 87:74–83.
309. Serrien DJ, Wiesendanger M (2001) Regulation of grasping forces during bimanual in-phase and anti-phase coordination. *Neuropsychologia* 39:1379–1384.
310. Shabbott BA, Sainburg RL (2008) Differentiating Between Two Models of Motor Lateralization. *Journal of Neurophysiology* 100:565–575.
311. Shapkova EY, Shapkova AL, Goodman SR (2008) Do synergies decrease force variability? A study of single-finger and multi-finger force production. *Experimental Brain Research* 188:411–425.
312. Shim JK, Hsu J, Karol S, Hurley BF (2008) Strength training increases training-specific multifinger coordination in humans. *Motor Control* 12:311–329.
313. Shim JK, Park J (2007) Prehension synergies: Principle of superposition and hierarchical organization in circular object prehension. *Experimental Brain Research* 180:541–556.
314. Shim JK, Park J, Zatsiorsky VM, Latash ML (2006) Adjustments of prehension synergies in response to self-triggered and experimenter-triggered load and torque perturbations. *Experimental Brain Research* 175:641–653.
315. Shinohara M, Scholz JP, Zatsiorsky VM, Latash ML (2004) Finger interaction during accurate multi-finger force production tasks in young and elderly persons. *Experimental Brain Research* 156:282–292.
316. Shrout P, Fleiss (1979) Intraclass Correlations: Uses in Assessing Rater Reliability. *Psychological Bulletin* 86:420–428.
317. Sin M, Kim WS, Park D (2014) Electromyographic analysis of upper limb muscles during standardized isotonic and isokinetic robotic exercise of spastic elbow in patients with stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 24:11–17.
318. Singh T, Latash ML (2011) Effects of muscle fatigue on multi-muscle synergies. *Experimental Brain Research* 214:335–350.
319. Singh T, S.K.M. V, Zatsiorsky VM, Latash ML (2010a) Adaptive increase in force variance during fatigue in tasks with low redundancy. *Neuroscience Letters* 485:204–207.
320. Singh T, SKM V, Zatsiorsky VM, Latash ML (2010b) Fatigue and Motor Redundancy: Adaptive Increase in Finger Force Variance in Multi-Finger Tasks. *Journal of Neurophysiology* 103:2990–3000.
321. Singh T, Zatsiorsky VM, Latash ML (2013) Contrasting effects of fatigue on multifinger coordination in young and older adults. *Journal of Applied Physiology* 115:456–467.

322. Singh T, Zatsiorsky VM, Latash ML (2012) Effects of fatigue on synergies in a hierarchical system. *Human Movement Science* 31:1379–1398.
323. Singh T, Zatsiorsky VM, Latash ML (2014) Prehension Synergies during Fatigue of a Single Digit: Adaptations in Control with Referent Configurations. *Motor Control* 18:278–296.
324. Škarabot J, Cronin N, Strojnik V, Avela J (2016) Bilateral deficit in maximal force production. *European Journal of Applied Physiology* 116:2057–2084.
325. SKM V, Zhang W, Zatsiorsky VM, Latash ML (2012) Age effects on rotational hand action. *Human Movement Science* 31:502–518.
326. Smale KB, Shourijeh MS, Benoit DL (2016) Use of muscle synergies and wavelet transforms to identify fatigue during squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 28:158–166.
327. Søgaard K, Gandevia SC, Todd G (2006) The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *Journal of Physiology* 573:511–523.
328. Solnik S, Furmanek MP, Piscitelli D (2020) Movement Quality: A Novel Biomarker Based on Principles of Neuroscience. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 34: 1067-1077.
329. Solnik S, Pazin N, Coelho CJ, (2013) End-state comfort and joint configuration variance during reaching. *Experimental Brain Research* 225:431–442.
330. Stanisław A (2007) Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny. Tom 1-3 Analizy wielowymiarowe. StatSoft.
331. Steele KM, Rozumalski A, Schwartz MH (2015) Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 57:1176–1182.
332. Strang AJ, Berg WP, Hieronymus M (2009) Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: Support for a centrally mediated adaptation. *Experimental Brain Research* 197:245–254.
333. Stucchi N, Viviani P (1993) Cerebral Dominance and Asynchrony Between Bimanual Two-Dimensional Movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 19:1200–1220.
334. Swinnen SP, Jardin K, Meulenbroek R (1996) Between-limb asynchronies during bimanual coordination: Effects of manual dominance and attentional cueing. *Neuropsychologia* 34:1203–1213.

335. Swinnen SP, Serrien DJ, Walter CB, Philippaerts R (1995) The organization of patterns of multilimb coordination as revealed through reaction time measures. *Experimental Brain Research* 104:153–162.
336. Swinnen SP, Young DE, Walter CB, Serrien DJ (1991) Control of asymmetrical bimanual movements. *Experimental Brain Research* 85:163–173.
337. Tang L, Chen X, Cao S (2017) Assessment of Upper Limb Motor Dysfunction for Children with Cerebral Palsy Based on Muscle Synergy Analysis. *Frontiers in Human Neuroscience* 11:1–13.
338. Tawy GF, Rowe P, Biant L (2018) Gait variability and motor control in patients with knee osteoarthritis as measured by the UCM technique. *Gait & Posture* 59:272–277.
339. Tillman M, Ambike S (2018) Expectation of movement generates contrasting changes in multifinger synergies in young and older adults. *Experimental Brain Research* 236:2765–2780.
340. Ting LH, Macpherson JM (2005) A Limited Set of Muscle Synergies for Force Control During a Postural Task. *Journal of Neurophysiology* 93:609–613.
341. Todd G, Petersen NT, Taylor JL, Gandevia SC (2003) The effect of a contralateral contraction on maximal voluntary activation and central fatigue in elbow flexor muscles. *Experimental Brain Research* 150:308–313.
342. Togo S, Imamizu H (2016a) Anticipatory synergy adjustments reflect individual performance of feedforward force control. *Neuroscience Letters* 632:192–198.
343. Tomiak T, Gorkovenko AV (2015) The averaged EMGs recorded from the arm muscles during bimanual “rowing” movements. *Frontiers in Physiology* 6:1–12.
344. Traczyk WZ, Trzebski A (2007) *Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa.
345. Tresch MC, Cheung VCK, D’Avella A (2006) Matrix Factorization Algorithms for the Identification of Muscle Synergies: Evaluation on Simulated and Experimental Data Sets. *Journal of Neurophysiology* 95:2199–2212.
346. Tresch MC, Jarc A (2009) The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology* 19:601–607.
347. Tseng YW, Scholz JP, Galloway JC (2009) The organization of intralimb and interlimb synergies in response to different joint dynamics. *Experimental Brain Research* 193:239–254.

348. Tseng YW, Scholz JP, Schöner G, Hotchkiss L (2003) Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Experimental Brain Research* 149:276–288.
349. Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F (2011) Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. *Journal of Experimental Biology* 214:3305–3313.
350. Turvey MT (1990) Coordination. *American Psychology* 45:938–953.
351. Turvey MT (1977) Preliminaries to a Theory of Action with Reference to Vision. In: *Perceiving, acting, and knowing* (red. R.Shaw, J.Bransford). Erlbaum, Hillsdale.
352. Uno Y, Kawato M, Suzuki R (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological Cybernetics* 101:89–101.
353. Vaillancourt DE, Newell KM (2002) Changing Complexity in human behavior and physiology through aging and disease aging and disease. *Neurobiology of Aging* 23:1–11.
354. Van Der Steen MC, Bongers RM (2011) Joint angle variability and co-variation in a reaching with a rod task. *Experimental Brain Research* 208:411–422.
355. Van Emmerik REA, Van Wegen EEH (2002) On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30:177–183.
356. Van Orden GC, Holden JG, Turvey MT (2003) Self-organization of cognitive performance. *Journal of Experimental Psychology: General* 132:331–350.
357. Vaz DV (2017) Motor synergies research in physical therapy: advantages of the uncontrolled manifold approach. *Fisioter e Pesqui* 24:2–8.
358. Vaz D V., Pinto VA, Junior RRS (2019) Coordination in adults with neurological impairment—A systematic review of uncontrolled manifold studies. *Gait & Posture* 69:66–78.
359. Vereijken B, Emmerik REA, Whiting HTA, Newell KM (1992) Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of Motor Behavior* 24:133–142.
360. Viviani P, Perani D, Grassi F (1998) Hemispheric asymmetries and bimanual asynchrony in left- and right-handers. *Experimental Brain Research* 120:531–536.
361. Vuillerme N, Teasdale N (2002) Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. *Journal of Sports Medicine and Physical fitness* 42:289-94.
362. Wang Y, Zatsiorsky VM, Latash ML (2005) Muscle synergies involved in shifting the center of pressure while making a first step. *Experimental Brain Research* 167:196–210.

363. Warabi T, Furuyama H, Sugai E (2017) Gait bradykinesia in Parkinson's disease: a change in the motor program which controls the synergy of gait. *Experimental Brain Research* 236:43–57.
364. Welch PD (1976) The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra. *IEEE Transactions on audio and Electroacoustics* 15:70–73.
365. Willardson JM, Burkett LN (2005) A comparison of 3 different rest intervals on the exercise volume completed during a workout. *Journal of Strength and Conditioning Research* 19:23–26.
366. Williams AM, Davids K, Williams JG (1999) *Visual perception and action in sport*. London: Routledge, Taylor and Francis.
367. Williams CA, Ratel S (2009) *Human muscle fatigue*. Londyn. Routledge.
368. Winters JM (1995) How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement coordination? *Human Movement Science* 14:401–442.
369. Yarosh CA, Hoffman DS, Strick PL (2004) Deficits in movements of the wrist ipsilateral to a stroke in hemiparetic subjects. *Journal of Neurophysiology* 92:3276–85.
370. Yoon T, Delap BS, Griffith EE, Hunter SK (2007) Mechanisms of fatigue differ after low- and high-force fatiguing contractions in men and women. *Muscle and Nerve* 36:515–524.
371. Yoon T, Schlinder-Delap B, Hunter SK (2013) Fatigability and Recovery of Arm Muscles with Advanced Age for Dynamic and Isometric Contractions. *Experimental Gerontology* 48:259–268.
372. Zatsiorsky VM, Prilutsky BI (2012) *Biomechanics of skeletal muscles*. Human Kinetics.
373. Zehr EP, Balter JE, Ferris DP (2007) Neural regulation of rhythmic arm and leg movement is conserved across human locomotor tasks. *Journal of Physiology* 582:209–227.
374. Zhang W, Sainburg RL, Zatsiorsky VM, Latash ML (2006a) Hand dominance and multi-finger synergies. *Neuroscience Letters* 409:200–204.
375. Zhang W, Scholz JP, Zatsiorsky VM, Latash ML (2008) What Do Synergies Do? Effects of Secondary Constraints on Multidigit Synergies in Accurate Force-Production Tasks. *Journal of Neurophysiology* 99:500–513.
376. Zhang W, Zatsiorsky VM, Latash ML (2006b) Accurate production of time-varying patterns of the moment of force in multi-finger tasks. *Experimental Brain Research* 175:68–82.
377. Zhang W, Zatsiorsky VM, Latash ML (2007) Finger synergies during multi-finger cyclic production of moment of force. *Experimental Brain Research* 177:243–254.

378. Zhang Y (2014) Online tool for handedness assessment. zhanglab.wikidot.com/handedness.
379. Zhou T, Solnik S, Wu Y-H, Latash ML (2014) Equifinality and Its Violations in a Redundant System: Control with Referent Configurations in a Multi-Joint Positional Task. *Motor Control* 18:405–424.
380. Zijdwind I, Kernell D (2001) Bilateral Interactions During Contractions of Intrinsic Hand Muscles. *Journal of Neurophysiology* 85:1907–1913.

Streszczenie pracy w języku polskim

WPLYW WYSILKU FIZYCZNEGO NA FORMOWANIE SYNERGII MOTORYCZNYCH

Streszczenie

Synergie motoryczne definiowane są jako wspólna praca struktur układu ruchu (na różnym poziomie), które odpowiedzialne są za wykonanie danego zadania motorycznego. W naukach o ruchu człowieka można je rozpatrywać w wielu aspektach m.in w ujęciu synergii mięśniowych oraz w ujęciu synergii działania układu nerwowego. Te ostatnie oceniane są z wykorzystaniem metody niekontrolowanej rozmaitości (*ang. Uncontrolled Manifold - UCM*), umożliwiającej ilościową ocenę zmienności dla zaangażowanych struktur układu ruchu występującej z powtórzenia na powtórzenie podczas wykonania tej samej czynności ruchowej. Ponadto synergie motoryczne oraz założenia analizy UCM zakładają hierarchiczną organizację układu odpowiedzialnego ze efektywną kontrolę ruchów, z przynajmniej dwoma poziomami kontroli (nadrzędnym i podrzędnym). Aktualny stan wiedzy nie pozwala na jednoznaczne określenie skutków wykonywania wysiłków o różnym charakterze na koordynację ruchową (w aspekcie formowania synergii motorycznych) dla wielu czynności ruchowych, innych niż ruchy palców u dłoni czy stóp. W związku z powyższym, celem niniejszej pracy było określenie wpływu wykonania wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych.

Badania zrealizowano w trzech etapach, w których uczestniczyło 38 praworęcznych mężczyzn. Pierwsze dwa etapy polegały na ocenie rzetelności wykorzystanej aparatury badawczej oraz przewidzianej procedury badawczej dla trzeciego etapu badań – pomiarów właściwych. W badaniach zastosowano metodę eksperymentalną oraz wykorzystano 10-kanalowy system EMG (Noraxon, Inc. USA) oraz autorskie, stworzone na potrzeby eksperymentu urządzenie pomiarowe przeznaczone do pomiaru generowanych przez kończyny górne sił. Do analizy aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG) zostało wybranych pięć mięśni kończyny dominującej jak i niedominującej: biceps brachii, brachialis, brachioradialis, flexor carpi radialis oraz flexor carpi ulnaris. Celem pierwszego etapu badań było wyznaczenie poziomu rzetelności pomiaru dla stworzonego urządzenia pomiarowego „DIATOS”, natomiast celem drugiego etapu badań było wyznaczenie niezbędnej liczby powtórzeń pomiarowych, dla zastosowania analizy UCM w aspekcie generowania sił o różnym poziomie intensywności wykonania badanego zadania motorycznego. Pomiary właściwe (III etap badań), poprzedzone specyficzną rozgrzewką, składały się z ośmiu kolejnych sesji w laboratorium z zastosowaną

przerwą pomiędzy kolejnymi sesjami wynoszącą co najmniej 48 godzin. Wszystkie zadania motoryczne zaplanowane w trzech etapach eksperymentu były wykonywane przez badanych w pozycji siedzącej w warunkach statycznych, z wykorzystaniem ławki Scotta. Podczas badań właściwych, zaplanowano wykonanie wysiłków dedykowanych dla kończyn górnych (dominującej, niedominującej, obu kończyn) w różnych warunkach (statyczne, dynamiczne). W ramach pomiaru właściwego zadaniem osób badanych było jak najszybsze wygenerowanie siły o wartości 30% wyniku testu MVF, podczas 15 powtórzeń ruchu zginania w stawach łokciowych natychmiast po wykonaniu danego wysiłku.

Przeprowadzona analiza rzetelności z wykorzystaniem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wykazała doskonałą rzetelność wykorzystanego w badaniach urządzenia pomiarowego oraz pozwoliła wyznaczyć niezbędną liczbę powtórzeń wykonania badanego zadania motorycznego, w celu wiarygodnej identyfikacji synergii motorycznych. W celu oceny wpływu wysiłku fizycznego na badane zadanie motoryczne zastosowano jednoczynnikową analizę wariancji ANOVA, natomiast dla określenia różnic pomiędzy typami wysiłków oraz pomiędzy warunkami ich wykonania, zastosowano dwuczynnikową analizę ANOVA 2x3 z powtarzanymi pomiarami. Wykonanie wysiłków fizycznych w istotny sposób wpłynęło na badane zadanie motoryczne. Wykazano spadek generowanych sił, wzrost aktywności bioelektrycznej EMG oraz spadek częstotliwości sygnału EMG. Ponadto, dla efektywnego wykonania badanego zadania motorycznego ważniejszym czynnikiem okazał się wybór kończyny, która wykonywała wysiłek, niż warunki jego wykonania. Wykonanie wysiłków o różnym charakterze wpłynęło także w sposób istotny na formowanie synergii motorycznych. Dla synergii mięśniowych wykazano zmiany dla ładunków czynnikowych, określających rolę pojedynczych mięśni w synergii podczas wykonania badanego zadania motorycznego. Dla synergii motorycznych zarówno wyższego i niższego poziomu hierarchicznej kontroli wykazano istotny wzrost uzyskiwanej wariancji po wykonaniu wysiłków. Wyższy poziom zakładanej kontroli wykazał się większą wrażliwością (wzrost wskaźnika synergii i zmienności pozytywnej) na wskazane zmiany niż niższy (wzrost zmienności negatywnej). Ponadto wykazano istotne różnice dla wskaźnika synergii (wyższy poziom hierarchii) pomiędzy warunkami wykonania wysiłku (statyczne/dynamiczne). Zaobserwowano również (na obu poziomach hierarchicznej kontroli synergii motorycznych) istotne znaczenie kończyny, która była odpowiedzialna za wykonanie wysiłku. W oparciu o uzyskane wyniki, konieczne wydają się dalsze badania związane z wpływem wysiłku na formowanie synergii motorycznych.

Streszczenie pracy w języku angielskim

EFFECT OF FATIGUE ON MOTOR SYNERGIES

Abstract

Motor synergies are defined as a specific central nervous system organization that maintains the task-specific stability of motor actions. The uncontrolled manifold (UCM) analysis has been used to assess motor synergy. The UCM allows for a quantitative variability assessment of body structures involved in the movement, which occurs from repetition to repetition during the performance of the motor task. Moreover, motor synergies and the UCM assume a hierarchical organization of the system with effective control of movements with at least two levels of control (higher and lower).

Because in the fields of kinesiology, sports sciences and physiology, the effects of fatigue on strength and endurance have been studied the most it is relatively well understood. Moreover, based on the current state of knowledge, it is not possible to clearly determine the effects of fatigue on motor coordination (in the aspect of forming motor synergies). Therefore, the main aim of this dissertation was to determine the impact of different types of fatigue on the formation of motor synergies.

38 right-handed, males voluntarily participated in the study. Data collections were divided into 3 stages. The first two stages assessed the reliability of a novel measurement system and a pilot for the third stage. An experimental method was used. A 10-channel surface electromyography (EMG) and a measuring device created for the purposes of the experiment dedicated to measuring forces through the upper limbs were used. Five dominant and non-dominant limb muscles were selected for the analysis of EMGs: biceps brachii, brachialis, brachioradialis, flexor carpi radialis, and flexor carpi ulnaris.

The first stage of the study aimed to determine the reliability for the created measuring system "DIATOS". The second stage was performed to determine the necessary number of trials for the application of UCM analysis in the force production task with different levels of intensity. The test measurements (stage III of the study), preceded by a specific warm-up, consisted of eight consecutive sessions in the laboratory with an interval of at least 48 hours between each sessions. All motor tasks in the third stage were performed in a sitting position in static conditions, using Scott's bench. Participants perform efforts dedicated to the upper limbs (dominant, non-dominant, both limbs) in different conditions (static, dynamic). The main task

of the study was the force production task of the intensity of 30% of the MVF (*ang. maximal voluntary force*) test and comprised of 15 repetitions of the elbows flexion immediately after performing a given fatigue protocol.

The conducted reliability analysis using the intraclass correlation coefficient (ICC) showed excellent reliability of the measuring system “DIATOS” and allowed to determine the necessary number of trials of the motor task to identify motor synergies reliably. In order to assess the impact of fatigue on the studied motor task, a one-factor analysis of ANOVA (factor: fatigue) was used, while to determine the differences between the types of fatigue and between the conditions of their performance, a 2 x 3 repeated measure ANOVA (factors: fatigue, limb) analysis was used. Fatigue significantly affected the examined motor task. A decrease in the generated forces, an increase in the EMG and a decrease in the frequency of the EMG signal was demonstrated. In addition, for the effective performance of the examined motor task, the choice of the limb that performed the effort turned out to be more important than the conditions for its performance. The performance of efforts of various nature also significantly influenced the formation of motor synergies. For muscle synergies, changes were shown for factor loadings, determining the role of individual muscles in synergy during the performance. For motor synergies of both higher and lower levels of hierarchical control, a significant increase in the variance obtained after fatigue was demonstrated. A higher level of assumed control showed greater sensitivity (increase in synergy and positive variability) to the indicated changes than a lower one (increase in negative variability). In addition, significant differences in the synergy ratio (higher hierarchical level) between the fatigue conditions (static/dynamic) were demonstrated. Based on the results obtained, further research related to the effect of fatigue on the formation of motor synergies is necessary.

Spis rycin

Ryc. 1 <i>Przykład występowania nadmiarowości motorycznej dla ruchu kończyny górnej (Latash i Zatsiorsky, 2016).....</i>	16
Ryc. 2 <i>Analiza uderzania młotem o kowadło przez zawodowych kowali (Latash 2008a).....</i>	17
Ryc. 3 <i>Schemat funkcjonowania jednostki strukturalnej zaproponowanej przez Gelfanda i Tsetlina, (Latash 2008a).....</i>	20
Ryc. 4 <i>Poziom aktywności mięśniowej u pacjentów w różnym stadium po przebyciu udaru, BIC – dwugłowy ramienia, BRD – ramiennie-promieniowy, BRA – ramienny TRI – trójgłowy ramienia (Dewald i wsp. 1995).....</i>	24
Ryc. 5 <i>Charakterystyka działania M – modes (Latash 2008a).....</i>	26
Ryc. 6 <i>Schematyczna reprezentacja synergii mięśniowych (Tresch i Jarc, 2009).....</i>	27
Ryc. 7 <i>Przykład wyboru zmiennych (EV oraz PV) podczas generowania siły przez dwa palce wskazujące (Latash 2008a)</i>	30
Ryc. 8 <i>Analiza UCM dla czynności generowania sił przez palce wskazujące obu kończyn. Elipsy prezentują wartości uzyskanych sił przez palce (F1, F2),VGOOD – zmienność pozytywna, VBAD – zmienność negatywna (Latash 2008a).....</i>	30
Ryc. 9 <i>Hipotetyczna hierarchiczna organizacja kontroli synergii motorycznych (Latash2012a).....</i>	32
Ryc. 10 <i>Hierarchiczna organizacja synergii motorycznych w oparciu o konfigurację referentną (Zhou i wsp. 2014).....</i>	33
Ryc. 11 <i>Hipoteza punktu równowagi wg Feldmana (Feldman 1986). Jeśli mięsień jest w punkcie równowagi (EP), przyłożona zewnętrzna siła może zwiększyć jego długość (L_2) w odniesieniu do jej wartości (F_2). W przypadku gdy siła przestanie działać, mięsień powróci do poprzedniego punktu równowagi.....</i>	34
Ryc. 12 <i>Diagram przedstawiający algorytm wyboru prac w procesie przeglądu piśmiennictwa według PRISMA (Moher i wsp. 2009) z własną modyfikacją.....</i>	39
Ryc. 13 <i>Komponenty wykorzystanego narzędzia do analizy EMG, A - Przybory i materiały konieczne do przygotowania badanego do pomiaru EMG, B - DTS Receiver–odbierający sygnał z bezprzewodowych przekaźników, C - Zrzut ekranu, podczas pracy oprogramowania MyoResearch.....</i>	56
Ryc. 14 <i>Miejsca umiejscowienia elektrod na skórze badanego zgodnie z Perotto (2005).....</i>	57
Ryc. 15 <i>Konstrukcja układu pomiarowego „DIATOS”. A - Widok z boku, B - Widok z góry, C - Szczegółowa charakterystyka układu (wartości podane w cm).....</i>	59

Ryc. 16 Ogólny schemat przesyłania sygnału w układzie pomiarowym „DIATOS”	61
<i>A - Podłączenie zasilania układu; B - Schemat działania układu elektronicznego przesyłającego sygnały z czujników; C - Algorytm działania zastosowanego układu elektronicznego</i>	
Ryc. 17 Szczegółowy schemat przesyłania sygnału w układzie pomiarowym „DIATOS”	62
Ryc. 18 Podgląd uzyskiwanych sygnałów w czasie rzeczywistym w dedykowanym oprogramowaniu MyoResearch wraz z wyświetlaniem feedbacku dla osoby badanej	62
Ryc. 19 Sprawdzenie powtarzalności pomiarów obu czujników siły zaimplementowanych w układzie „DIATOS”	63
Ryc. 20 Pojedynczy pomiar masy obciążenia. Kolorem czerwonym zaznaczono okres czasu (8 sekund) wykorzystany w dalszej analizie powtarzalności pomiarów czujników	64
Ryc. 21 Szczegółowa charakterystyka poszczególnych sesji trzeciego etapu badań	70
Ryc. 22 Pozycja wyjściowa osoby badanej podczas trwania pomiaru	71
Ryc. 23 Sposób obliczania maksymalnej wartości siły w zastosowanym teście	73
Ryc. 24 Feedback wyświetlany dla badanego podczas wysiłku o charakterze statycznym gdzie linia czerwona oznacza cel dla badanego - 80% wartości testu MVF, natomiast linia niebieska oznacza wartość 70% wartości testu MVF	74
Ryc. 25 Wykonywanie przez badanego wysiłku o charakterze dynamicznym	75
Ryc. 26 Charakterystyka pomiaru właściwego synergii motorycznych. A - Budowa jednego cyklu pomiarowego (1 - powtórzenie pomiarowe); B - Przykładowy pomiar właściwy dla jednej osoby badanej (15 - powtórzeń pomiarowych)	76
Ryc. 27 Feedback dla badanego podczas wykonywania zadania głównego. Linia niebieska oznacza cel (wartość siły), jaką badany ma wygenerować i utrzymać	77
Ryc. 28 Proces przetwarzania danych zebranych przez czujniki sił w układzie „DIATOS” ...	78
Ryc. 29 Sposób wyznaczania poszczególnych cykli pomiarowych dla sił	78
Ryc. 30 Proces przetwarzania sygnału EMG dla bicepsa kończyny dominującej A - Filtrowanie sygnału; B - Rektyfikowanie sygnału; C - Obliczenie RMS; D - Obliczenie maksymalnego wyniku testu MVC; E - Normalizacja RMS	80
Ryc. 31 Sposób wyznaczania poszczególnych cykli pomiarowych dla sygnału EMG (na podstawie aktywności bicepsa kończyny dominującej)	80
Ryc. 32 Wyznaczenie cykli pomiarowych dla sił (A) oraz sygnału EMG (B). Linia ciągła oznacza cel, który badany musiał osiągnąć podczas wykonywania zadania, natomiast pionowe linie przerywane oznaczają jeden reprezentatywny cykl pomiarowy	81

Ryc. 33 Analiza FFT dla sygnału EMG <i>A</i> - sygnał wejściowy do analizy; <i>B</i> – wyniki przekształcenia sygnału algorytmem FFT; <i>C</i> - normalizacja do ilości próbek sygnału wejściowego; <i>D</i> - rektyfikacja ujemnych częstotliwości sygnału; <i>E</i> – wyznaczenie częstotliwości Nyquista; <i>F</i> – wyniki analizy FFT w zakresie częstotliwości 0 – 200 Hz.....	82
Ryc. 34 Przekształcenie <i>pwelch</i> zrealizowane w środowisku Matlab.....	82
Ryc. 35 Analiza funkcji PSD <i>A</i> - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji <i>stem</i> w pełnym zakresie; <i>B</i> - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji <i>stem</i> w zakresie 0-200 Hz; <i>C</i> - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji <i>plot</i> w pełnym zakresie; <i>D</i> - widmo amplitudy z wykorzystaniem funkcji <i>plot</i> w zakresie 0-200 Hz.....	83
Ryc. 36 Wyznaczenie zmiennych do analizy statystycznej dla funkcji PSD.....	84
Ryc. 37 Sygnał wejściowy do analizy PCA wyznaczającej <i>M</i> -modes.....	85
Ryc. 38 Wybór odpowiedniej ilości składowych głównych w analizie PCA <i>A</i> - Kryterium wykresu ospiska. <i>B</i> - interpretacja geometryczna wybranych składowych.....	86
Ryc. 39 Wyznaczone <i>M</i> -modes dla jednej osoby badanej.....	86
Ryc. 40 Wyznaczenie zmiennej charakteryzującej <i>M</i> -modes do dalszej analizy statystycznej (wartość <i>M</i> -mode w zaznaczonym na rycinie odcinku czasu-środkowa sekunda cyklu).....	88
Ryc. 41 Wyniki analizy rzetelności wraz z MDD dla warunku 15% MVF. Obszar zaznaczony szarym kolorem wskazuje miejsce, gdzie wartość popełnionego błędu jest większa niż zmienność mierzonej zmiennej - siły. Pionowe kropkowane linie oznaczają minimalną niezbędną liczbę powtórzeń zapewniających uzyskanie rzetelnych danych.....	96
Ryc. 42 Wyniki analizy rzetelności wraz z MDD dla warunku 30% MVC. Obszar zaznaczony szarym kolorem wskazuje miejsce, gdzie wartość popełnionego błędu jest większa niż zmienność mierzonej zmiennej-siły. Pionowe kropkowane linie oznaczają minimalną niezbędną liczbę powtórzeń zapewniających uzyskanie rzetelnych danych.....	97
Ryc. 43 Wyniki analizy rzetelności wraz z MDD dla warunku 50% MVC. Obszar zaznaczony szarym kolorem wskazuje miejsce, gdzie wartość popełnionego błędu jest większa niż zmienność mierzonej zmiennej-siły. Pionowe kropkowane linie oznaczają minimalną niezbędną liczbę powtórzeń zapewniających uzyskanie rzetelnych danych.....	98
Ryc. 44 Subiektywna ocena ciężkości wykonywanego wysiłku przez badanych wyrażona w dziesięciostopniowej skali Borga. <i>A</i> - Borg_0; <i>B</i> – Borg_0, a typ wysiłku; <i>C</i> - Borg_R...	99
Ryc. 45 Analiza wpływu wysiłku fizycznego na generowane siły przez kończyny górne.....	101
Ryc. 46 Analiza porównawcza warunków wykonania wysiłków dla sił (<i>DND</i> - obie kończyny, <i>D</i> - kończyna dominująca, <i>ND</i> - kończyna niedominująca). <i>A</i> - siła kończyny dominującej i niedominującej, <i>B</i> - różnica pomiędzy generowanymi siłami przez kończyny.....	101

Ryc. 47 Analiza wpływu wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni (D - kończyna dominująca; ND - kończyna niedominująca).....	104
Ryc. 48 Analiza porównawcza warunków wykonania wysiłków dla RMS EMG (DND - obie kończyny, D - kończyna dominująca, ND - kończyna niedominująca, Me - mediana, IQR - rozstęp kwartyłowy).....	105
Ryc. 49 Analiza różnic dla typów podejmowanych wysiłków oraz interakcji pomiędzy typami, a warunkami wykonania wysiłków.....	106
Ryc. 50 Porównanie sygnału RMS dla poszczególnych mięśni obu kończyn.....	106
Ryc. 51 Analiza uzyskanej MNF sygnału EMG A - wpływ wysiłku dla BB_D , B - interakcja pomiędzy czynnikami dla BB_D , C - interakcja pomiędzy czynnikami dla FCR_ND , D - analiza warunków wykonania wysiłków dla BR , E - analiza warunków wykonania wysiłków dla FCR	108
Ryc. 52 Porównanie MNF dla poszczególnych mięśni pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą.....	109
Ryc. 53 Analiza dla uzyskanej MDF sygnału EMG A - wpływ wysiłku dla BB_D , B - analiza warunków wykonania wysiłków dla BR , C - analiza warunków wykonania wysiłków dla BRD , D - analiza warunków wykonania wysiłków dla FCR , E - interakcja pomiędzy czynnikami dla FCR_ND	111
Ryc. 54 Porównanie MDF dla poszczególnych mięśni pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą.....	111
Ryc. 55 Analiza dla uzyskanej PKF sygnału EMG A - wpływ wysiłku fizycznego dla FCR_D , B - porównanie typów wykonanych wysiłków dla BRD_D	113
Ryc. 56 Porównanie PKF dla poszczególnych mięśni pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą.....	113
Ryc. 57 Analiza wpływu wysiłku fizycznego na MNP (D - kończyna dominująca; ND - kończyna niedominująca).....	115
Ryc. 58 Porównanie MNP wykonania wysiłków o różnym charakterze dla BR_D	116
Ryc. 59 Analiza porównawcza warunków wykonania wysiłków dla MNP (DND - obie kończyny, D - kończyna dominująca, ND - kończyna niedominująca, Me -mediana, IQR - rozstęp kwartyłowy).....	117
Ryc. 60 Porównanie MNP dla poszczególnych mięśni pomiędzy kończyną dominującą, a niedominującą.....	117
Ryc. 61 Uśredniona pomiędzy badanymi suma wyjaśnianej wariancji przez dwie wyznaczone synergie mięśniowe w każdym z warunków pomiarowych.....	118

Ryc. 62 Wyznaczone dwa <i>M</i> -modes dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....	119
Ryc. 63 <i>Uśrednione wartości poszczególnych cykli pomiarowych dla wyznaczonych M-modes. Średnie dla M-modes zaprezentowano wraz z błędem standardowym dla każdego z warunków pomiarowych.....</i>	120
Ryc. 64 Istotna interakcja pomiędzy badanymi czynnikami dla <i>M-mode 2</i>	122
Ryc. 65 Ładunki czynnikowe dla dwóch wyznaczonych <i>M-modes</i> (<i>M - mode 1</i> =czerwone słupki; <i>M - mode 2</i> =niebieskie słupki). Wartości średnie przedstawiono wraz z błędem standardowym.....	123
Ryc. 66 Analiza struktury wyznaczonych <i>M-modes</i> dla warunków, gdzie badanych nie poddano wysiłkowi fizycznemu. A - warunek: Bez Wysiłku 1 (<i>BW1</i>); B - warunek: Bez Wysiłku 8 (<i>BW8</i>).....	124
Ryc. 67 Analiza struktury wyznaczonych <i>M-modes</i> dla warunków, gdzie badanych poddano wysiłkowi w warunkach statycznych. A -warunek: <i>Obie Kończyny (SDND4)</i> ; B -warunek: <i>Kończyna Dominująca (SD6)</i> ; C - <i>Kończyna Niedominująca (SND2)</i>	125
Ryc. 68 Analiza struktury wyznaczonych <i>M-modes</i> dla warunków, gdzie badanych poddano wysiłkowi w warunkach dynamicznych. A - warunek: <i>Obie Kończyny (DDND5)</i> ; B - warunek: <i>Kończyna Dominująca (DD3)</i> ; C - <i>Kończyna Niedominująca (DND7)</i>	125
Ryc. 69 Analiza wariancji w dwóch badanych podprzestrzeniach V_{UCM} i V_{ORT} dla sił we wszystkich badanych warunkach pomiarowych.....	127
Ryc. 70 Analiza dla wskaźnika synergii (ΔV_Z) dla sił we wszystkich badanych warunkach pomiarowych.....	128
Ryc. 71 Analiza wpływu wykonania wysiłku fizycznego dla V_{UCMF} , V_{ORTF} i ΔV_{ZF} wyznaczanych na podstawie generowanych sił przez kończyny górne.....	129
Ryc. 72 Analiza różnic dla warunków oraz typów podejmowanych wysiłków oraz interakcji pomiędzy badanymi czynnikami. A - porównanie typów wysiłków dla ΔV_{ZF} ; B - interakcja pomiędzy czynnikami dla V_{ORTF} ; C - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla V_{UCMF} , V_{ORTF} ; D - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla ΔV_{ZF}	130
Ryc. 73 Interpretacja graficzna uzyskanych wyników synergii <i>C</i> wyznaczonych na podstawie generowanych sił przez kończyny.....	131
Ryc. 74 Analiza wariancji w dwóch badanych podprzestrzeniach V_{UCM} i V_{ORT} dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (<i>EMG</i>) we wszystkich badanych warunkach pomiarowych.....	133

Ryc. 75 Analiza dla wskaźnika synergii (ΔV_z) dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG).....	134
Ryc. 76 Analiza wpływu wykonania wysiłku fizycznego dla synergii wyznaczanych na podstawie sygnału EMG. A - wpływ wysiłku dla V_{ORTEMG} ; B - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla V_{UCMEMG} ; C - analiza warunków wykonania wysiłków względem zaangażowanych kończyn dla ΔV_{ZEMG}	135
Ryc. 77 Interpretacja graficzna uzyskanych wyników synergii C wyznaczonych na podstawie bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG).....	136
Ryc. 78 Konstrukcja przeprowadzonego eksperymentu w aspekcie hierarchicznej kontroli synergii motorycznych A - konstrukcja przeprowadzonej analizy bez możliwości wnioskowania na temat wymienności w procesie zakładanej kontroli; B - konstrukcja analizy umożliwiającej wnioskowanie na temat wymienności w procesie zakładanej kontroli.....	156
Ryc. 79 Zadanie badanego (Delavier 2006).....	210
Ryc. 80 Wykorzystany w badaniach kwestionariusz ręczności zaproponowany przez Oldfielda (1971).....	214
Ryc. 81 Wykorzystany formularz zgody na udział w eksperymencie.....	215

Spis tabel

Tabela 1. <i>Zastosowanie algorytmu PCA w celu określenia M-modes. (wartości oznaczone symbolem "*" ,oznaczają mięśnie tworzące poszczególne M-modes, gdzie współczynniki są większe od 0,5) (Furmanek i wsp. 2017).....</i>	27
Tabela 2. <i>Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych dla zmiennych kinetycznych oraz bioelektrycznych.....</i>	41
Tabela 3. <i>Szczegółowa analiza synergii motorycznych w aspekcie wykonywania zadań obustronnych kończynami górnymi dla zmiennych kinetycznych i bioelektrycznych.....</i>	48
Tabela 4. <i>Wyniki analizy rzetelności pomiaru wykorzystanego układu pomiarowego „DIATOS”.....</i>	66
Tabela 5. <i>Uzyskane ładunki czynnikowe w analizie PCA dla jednej osoby badanej.....</i>	87
Tabela 6. <i>Zmienne wykorzystane w przeprowadzonej analizie statystycznej.....</i>	92
Tabela 7. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących generowania sił przez kończyny górne.....</i>	100
Tabela 8. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących bioelektrycznej aktywności mięśniowej (RMS EMG).....</i>	103
Tabela 9. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących bioelektrycznej aktywności mięśniowej w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (MNF).....</i>	107
Tabela 10. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (MDF)....</i>	110
Tabela 11. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (PKF).....</i>	112
Tabela 12. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową w dziedzinie częstotliwości sygnału EMG (MNP)....</i>	114
Tabela 13. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na M - modes.....</i>	121
Tabela 14. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na synergie C formowanych na podstawie generowanych sił przez kończyny.....</i>	129
Tabela 15. <i>Wyniki efektów głównych analiz dotyczących wpływu wysiłku fizycznego na synergie C formowanych na podstawie bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG).....</i>	135
Tabela 16. <i>Charakterystyka grupy badanej w I etapie eksperymentu.....</i>	212
Tabela 17. <i>Charakterystyka grupy badanej w II etapie eksperymentu.....</i>	212
Tabela 18. <i>Charakterystyka grupy badanej w III etapie eksperymentu (badania właściwe).213</i>	213

Tabela 19. <i>Przegląd istniejących rozwiązań technicznych mierzących zmienne kinetyczne w badaniach nad synergiami motorycznymi.....</i>	216
Tabela 20. <i>Przegląd istniejących rozwiązań technicznych znanych z opisów patentowych (polskich i światowych).....</i>	218
Tabela 21. <i>Wyniki analizy statystyki F, sprawdzającej hipotezę zerową, zakładającą, że: współczynnik ICC=0.....</i>	219
Tabela 22. <i>Liczba powtórzeń pomiarowych oraz poziom intensywności generowanej siły podczas stosowania analizy UCM w piśmiennictwie.....</i>	220
Tabela 23. <i>Wyniki surowe zastosowanej skali Borga w III etapie badań (w badaniach właściwych).....</i>	221
Tabela 24. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	222
Tabela 25. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej dla zmiennych siłowych dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	223
Tabela 26. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej aktywności bioelektrycznej mięśni EMG dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	224
Tabela 27. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	226
Tabela 28. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	228
Tabela 29. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej dla częstotliwości EMG przy maks. PSD (PKF) dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	230
Tabela 30. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej średniej mocy widma sygnału EMG (MNP) dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	232
Tabela 31. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej wyznaczonych M-modes (synergii mięśniowych) dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	234
Tabela 32. <i>Wyniki obliczeń statystyki opisowej zmienności pozytywnej (V_{UCM}), negatywnej (V_{ORT}) i wskaźnika synergii (ΔVz) dla każdego z badanych warunków pomiarowych.....</i>	235
Tabela 33. <i>Wyniki analizy rzetelności stosowania analizy UCM dla warunku: 15% testu MVF.....</i>	236
Tabela 34. <i>Wyniki analizy rzetelności stosowania analizy UCM dla warunku: 30% testu MVF.....</i>	238
Tabela 35. <i>Wyniki analizy rzetelności stosowania analizy UCM dla warunku: 50% testu MVF.....</i>	240

Tabela 36.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku z wykorzystaniem testu Shapiro-Wilka.....	242
Tabela 36.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzаныmi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku.....	242
Tabela 36.3. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O).....	242
Tabela 36.4. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O).....	242
Tabela 36.5. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku ramion (Borg_R).....	243
Tabela 36.6. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku ramion (Borg_R).....	243
Tabela 36.7. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzаныmi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O) i ramion (Borg_R).....	243
Tabela 36.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzаныmi pomiarami dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O)...	243
Tabela 36.9. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzаныmi pomiarami dla czynnika wysiłku dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O).....	244
Tabela 37.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla zmiennych związanych z generowaniem sił z wykorzystaniem testu Shapiro-Wilka.....	244
Tabela 37.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzаныmi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla zmiennych związanych z generowaniem sił.....	244
Tabela 37.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzаныmi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla zmiennych związanych z generowaniem sił.....	244
Tabela 37.4. Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVY) z powtarzаныmi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla zmiennych związanych z generowaniem sił.	244
Tabela 37.5. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na różnicę generowanych sił pomiędzy kończynami (Różnica_DND).....	245
Tabela 37.6. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na różnicę generowanych sił pomiędzy kończynami (Różnica_DND).....	245

Tabela 37.7. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla zmiennych związanych z generowaniem sił.....	245
Tabela 37.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla siły generowanej przez kończynę dominującą (Siła_D).....	245
Tabela 37.9. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla siły generowanej przez kończynę niedominującą (Siła_ND).....	246
Tabela 37.10. Wyniki analizy Friedmana dla określenia dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND).....	246
Tabela 37.11. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND).....	246
Tabela 37.12. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND).....	246
Tabela 37.13. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND).....	246
Tabela 37.14. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla czynnika: typ wysiłku dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND) oraz Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND) z wykorzystaniem testu Wilcoxon.....	247
Tabela 38.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG) z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka.....	247
Tabela 38.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) z wykorzystaniem testu Leven’a.....	247
Tabela 38.3. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową (EMG).....	247
Tabela 38.4. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni (EMG).....	249
Tabela 38.5. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG).....	251
Tabela 38.6. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG) BB_D i FCU_D.....	251
Tabela 38.7. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika wysiłek dla aktywności bioelektrycznej (EMG) mięśnia BB_D.....	251

Tabela 38.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG): BB_D, FCU_D, BB_ND i BR_ND.....	252
Tabela 38.9. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG).....	252
Tabela 38.10. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG).....	252
Tabela 38.11. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG).....	253
Tabela 38.12. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku bioelektrycznej aktywności mięśni (EMG) z wykorzystaniem testu Wilcoxon.....	254
Tabela 38.13. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG).....	254
Tabela 38.14. Analiza porównawcza dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t.....	255
Tabela 39.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka.....	256
Tabela 39.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) z wykorzystaniem testu Leven'a.....	256
Tabela 39.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF).....	256
Tabela 39.4. Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVY) z powtarzanymi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF).....	257
Tabela 39.5. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF).....	257
Tabela 39.6. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF): BB_D i FCR_ND.....	258
Tabela 39.7. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF): BB_D i FCR_ND.....	258
Tabela 39.8. Analiza porównawcza dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcoxon.....	259
Tabela 40.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka.....	260

Tabela 40.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) z wykorzystaniem testu Leven'a.....	260
Tabela 40.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF).....	260
Tabela 40.4. Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVY) z powtarzanymi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF).	261
Tabela 40.5. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF).....	261
Tabela 40.6. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF).....	262
Tabela 40.7. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF).....	262
Tabela 40.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF): BR_D, BRD_D i BR_ND.....	263
Tabela 40.9. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla FCR_ND.....	263
Tabela 40.10. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla BB_D i FCR_D.....	263
Tabela 40.11. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla BB_D i FCR_ND.....	263
Tabela 40.12. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla FCR_D.....	264
Tabela 40.13. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) z wykorzystaniem testu Wilcoxona.....	264
Tabela 40.14. Analiza porównawcza dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcoxona.....	264
Tabela 41.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka.....	265
Tabela 41.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) z wykorzystaniem testu Leven'a.....	265


Tabela 41.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzаныmi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF).....	265
Tabela 41.4. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF).....	266
Tabela 41.5. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) dla FCR_D.....	267
Tabela 41.6. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzаныmi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF).....	267
Tabela 41.7. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF).....	268
Tabela 41.8. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyna dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF).....	269
Tabela 41.9. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) z wykorzystaniem testu Wilcoxon.....	269
Tabela 41.10. Analiza porównawcza dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcoxon.....	269
Tabela 42.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka.....	270
Tabela 42.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzаныmi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) z wykorzystaniem testu Leven’a.....	270
Tabela 42.3. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP).....	271
Tabela 42.4. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP).....	272
Tabela 42.5. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzаныmi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP).....	274
Tabela 42.6. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzаныmi pomiarami dla czynnika: kończyna dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) dla BR_ND.....	274
Tabela 42.7. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP).....	274

Tabela 42.8. <i>Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)</i>	276
Tabela 42.9. <i>Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)</i>	277
Tabela 42.10. <i>Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)</i>	277
Tabela 42.11. <i>Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) z wykorzystaniem testu Wilcoxona</i>	278
Tabela 42.12. <i>Analiza porównawcza dla dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcoxona</i>	278
Tabela 43.1. <i>Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla M-modes z wykorzystaniem testu Shapiro –Wilka</i>	279
Tabela 43.2. <i>Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla M-modes</i>	279
Tabela 43.3. <i>Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla M-modes</i>	279
Tabela 43.4. <i>Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla M-modes</i>	279
Tabela 44.1. <i>Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka</i>	280
Tabela 44.2. <i>Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z</i>	280
Tabela 44.3. <i>Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z</i>	280
Tabela 44.4. <i>Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVY) z powtarzanymi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z</i>	280
Tabela 44.5. <i>Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z</i>	281
Tabela 44.6. <i>Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z</i>	281
Tabela 44.7. <i>Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z</i>	282
Tabela 44.8. <i>Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla V_{UCM}, V_{ORT} i ΔV_Z</i>	282

Tabela 44.9. <i>Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzаныmi pomiarami dla czynnika: wysiłek dla ΔV_{ZF}.</i>	282
Tabela 44.10. <i>Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla V_{UCMF}.</i>	282
Tabela 44.11. <i>Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla V_{UCMF}.</i>	283
Tabela 44.12. <i>Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyła dla V_{UCMF}.</i>	283
Tabela 44.13. <i>Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyła dla dla V_{UCMF}.</i>	283
Tabela 44.14. <i>Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku bioelektrycznej aktywności mięśni (EMG) z wykorzystaniem testu Wilcoxon.</i>	283

ANEKS

Załącznik nr 1: Zaproszenie do udziału w badaniach

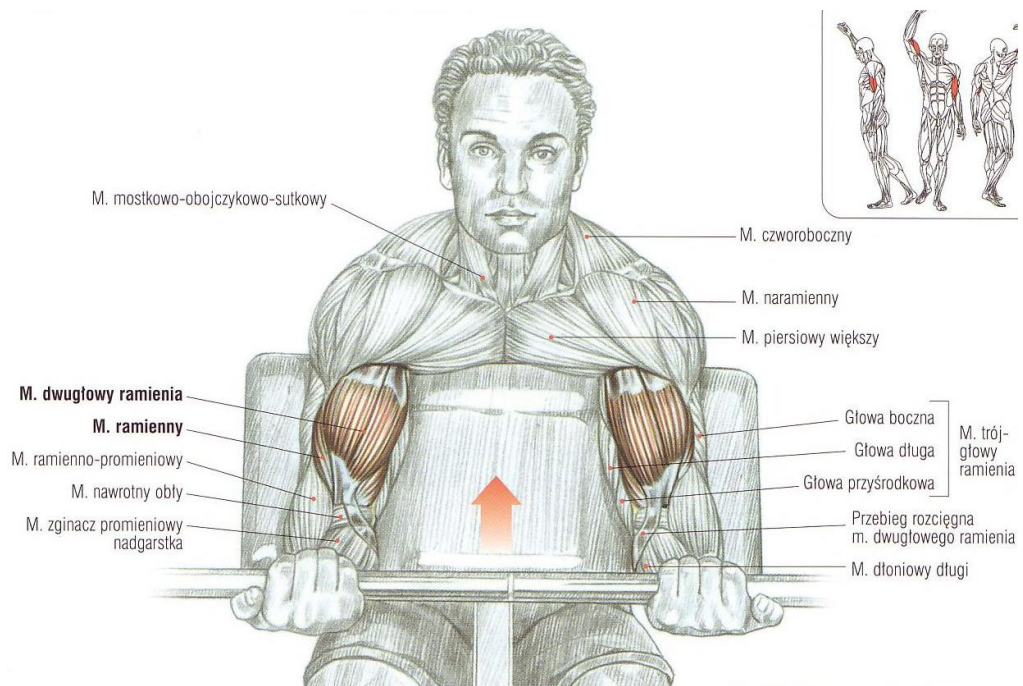
	Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach
Pracownia Biomechaniki (nazwa lub symbol komórki organizacyjnej)	Katedra Motoryczności Człowieka

Temat eksperymentu: **Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych**

Chciałbym serdecznie zaprosić Panów do udziału w eksperymencie, przeprowadzanym w Katedrze Motoryczności Człowieka na temat wpływu wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych. Do celów eksperymentu potrzeba Panów, którzy:

- mają od 19 do 24 lat,
- nie doznali w przeszłości urazów kończyny górnej,
- nie posiadają zdiagnozowanych chorób układu nerwowego,
- są praworęczni,
- nie uprawiają regularnego treningu siłowego.

Badania będą polegać na zginaniu kończyn górnych na ławce Scotta (Ryc. 79).



Ryc. 79 Zadanie badanego (Delavier 2006)

Załącznik nr 1: Zaproszenie do udziału w badaniach

W eksperymencie będą mierzone siły generowane przez kończyny górne oraz zostanie wykorzystane EMG do badania aktywności bioelektrycznej 5 mięśni kończyny górnej.

Eksperyment składa się z 8 sesji w Certyfikowanej Pracowni Biomechaniki. Każda sesja trwa około (1h). Przerwa pomiędzy sesjami wynosi co najmniej 48h.

Początek eksperymentu planuje się na 5 listopada 2018 roku (poniedziałek).

Serdecznie zapraszam

Bardzo proszę osoby chętne o wpisanie inicjałów swojego imienia i nazwiska oraz numeru telefonu przy odpowiadającej godzinie:

5.11.18 Poniedziałek	Inicjały	Telefon	Uwagi/Komentarz
8:00			
9:00			
10:00			
11:00			
12:00			
13:00			
14:00			
15:00			
16:00			
17:00			
18:00			
19:00			
20:00			

6.11.18 Wtorek	Inicjały	Telefon	Uwagi/Komentarz
8:00			
9:00			
10:00			
11:00			
12:00			
13:00			
14:00			
15:00			
16:00			
17:00			
18:00			
19:00			
20:00			

Załącznik nr 2: Szczegółowa charakterystyka badanych grup

Tabela 16. Charakterystyka grupy badanej w I etapie eksperymentu

Badany	Wiek (lata)	Masa Ciała (kg)	Wysokość ciała (cm)
001	22	75	182
002	21	84	187
003	20	86	178
004	21	79	183
005	22	82	189
006	20	75	179
007	21	79	186
008	20	87	188
009	21	71	186
010	22	85	181
Średnia ± SD	21 ± 0.78	80.3 ± 5.12	183.9 ± 3.65

Tabela 17. Charakterystyka grupy badanej w II etapie eksperymentu

Badany	Wiek (lata)	Masa Ciała (kg)	Wysokość ciała (cm)
001	21	90	194
002	22	80	177
003	23	89	186
004	22	77	180
005	21	76	180
006	20	95	180
007	20	84	182
008	21	80	183
009	21	68	175
010	20	78	185
011	21	81	188
012	21	68	174
013	20	87	185
014	22	79	180
015	21	76	177
Średnia ± SD	21.07 ± 0.85	80.53 ± 7.31	181.73 ± 5.12

Tabela 18. Charakterystyka grupy badanej w III etapie eksperymentu (badania właściwe)

Badany	Wiek (lata)	Masa Ciała (kg)	Wysokość ciała (cm)
001	19	85	196
002	19	64	182
003	24	83	183
004	19	84	180
005	20	73	177
006	18	76	170
007	19	78	180
008	19	83	177
009	19	83	180
010	19	61	171
011	21	98	179
012	21	100	192
013	19	75	180
<i>Średnia ± SD</i>	19.69 ±1.49	80.23 ±10.75	180.54 ±6.85

Załącznik nr 3: Wykorzystany kwestionariusz ręczności badanych

TEST RĘCZNOŚCI DLA KOŃCZYNY GÓRNEJ (EDINBURGH HANDEDNESS INVENTORY)

Proszę podać swoje preferencje dotyczące używania rąk w następujących działaniach, umieszczając "+". Tam, gdzie preferencja jest tak silna, że nigdy nie próbowałbyś użyć innej ręki, chyba że zostałeś zmuszony umieścić "+ +". Jeśli w niektórych przypadkach nie czujesz różnicy, umieść "+" w obu kolumnach. Odpowiedz na wszystkie pytania lub pozostaw puste pole, jeśli nie masz żadnego doświadczenia z daną czynnością.

Numer Badanego:	13
-----------------	----

Lp.	CZYNNOŚĆ	LEWA	PRAWA
1	Pisanie		
2	Rysowanie		
3	Rzucanie		
4	Nożyczki		
5	Szczoteczka do zębów		
6	Nóż (bez widelca)		
7	Łyżka		
8	Miotła (górna dłoń)		
9	Odpalanie zapalek		
10	Otwieranie wieka od pudełka		


WYNIK		RĘKA	
--------------	--	-------------	--

Oldfield, R.C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97-113.

Zhang, Y. (2014). Online tool for handedness assessment. Retrieved from <http://zhanglab.wikidot.com/handedness>

Ryc. 80 Wykorzystany w badaniach kwestionariusz ręczności zaproponowany przez Oldfielda (1971)

Załącznik nr 4: Formularz zgody badanego na udział w eksperymencie

	Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach
Pracownia Biomechaniki <small>(nazwa lub symbol komórki organizacyjnej)</small>	Symbol i nazwa zapisu: FB-04A-OŚWIADCZENIE BADANEGO Zgoda na udział w badaniach i na przetwarzanie danych

Imię i nazwisko badanego:

Data urodzenia:

Adres zamieszkania/telefon/email:

Temat badań: **Wpływ wysiłku fizycznego na formowanie synergii motorycznych**

Niniejszym oświadczam, że zostałem(łam) szczegółowo poinformowany(a) o sposobie przeprowadzenia badań i moim w nim udziale. Rozumiem, na czym polegają badania i do czego potrzebna jest moja zgoda. Otrzymałem informację dla osoby badanej i numer identyfikacyjny badanego. Wiem, że mogę odmówić uczestnictwa w badaniach w trakcie trwania projektu badawczego na każdym jego etapie.

Niniejszym oświadczam, że wyrażam zgodę/ ~~nie wyrażam zgody*~~ na przetwarzanie danych osobowych w zakresie niezbędnym do realizacji projektu badawczego, w którym biorę udział.

Oświadczam również, że zobowiązuję się do przestrzegania poleceń osoby prowadzącej badanie, a ewentualne szkody wynikłe z niewłaściwego zachowania się obciążą moją osobę.

Zobowiązuję się do przekazania niezbędnych informacji mogących mieć wpływ na procedurę badawczą, w szczególności tych wynikających ze stanu mojego zdrowia.

Katowice, dnia
(podpis badanego)

Numer identyfikacyjny badanego:

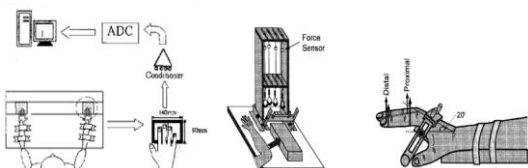
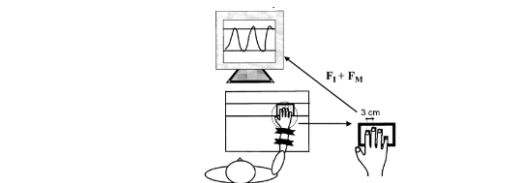
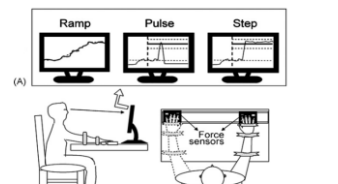
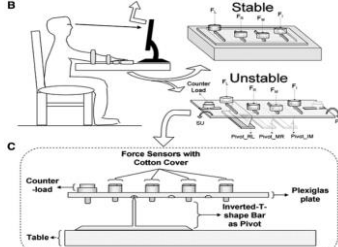
.....
(podpis wykonującego badanie)

Nr wydania: 1	Data wydania: 01.09.2016r.	Strona / stron: 1
---------------	----------------------------	-------------------

Ryc. 81 Wykorzystany formularz zgody na udział w eksperymencie

Załącznik nr 5: Przegląd stanu techniki w zakresie aparatury pomiarowej do pomiaru synergii motorycznych z wykorzystaniem koncepcji UCM

Tabela 19. Przegląd istniejących rozwiązań technicznych mierzących zmienne kinetyczne w badaniach nad synergiami motorycznymi

Źródło	Schemat aparatury	Opis aparatury badawczej	Częstotliwość próbkowania	Wykonywany ruch	Warunki statyczne
Li i wsp. 2000; Latash i wsp. 2001; Shinohara i wsp. 2004		Układ zbudowany z 8 piezoelektrycznych czujników siły (4 czujniki dla jednej kończyny). Czujniki zamontowane w stalowej ramie (140x90mm). Każdy z czujników pokryty bawełnianą osłoną.	50 Hz	Zginanie palców dłoni	Nie
Latash i wsp. 2002a; Zhang i wsp. 2006a; Olafsdottir i wsp. 2007; Parsa i wsp 2016, 2017; Togo i Imamizu 2016		Układ zbudowany z 4 piezoelektrycznych czujników siły, umieszczonych w stalowej ramie (140x90mm)/(120x65mm). Czujniki pokryte bawełnianą osłoną.	50/200/1000 Hz	Zginanie palców dłoni	Tak
Kang i wsp. 2004; Zhang i wsp. 2006b, 2007; Gorniak i wsp. 2007, 2008; Shapkova i wsp. 2008; Kapur i wsp. 2010a		Układ zbudowany z 8 jednoosiowych piezoelektrycznych czujników, umieszczonych w aluminiowej ramie (140x90mm). Czujniki pokryte bawełnianą osłoną.	1000 Hz	Zginanie palców dłoni	Tak
Zhang i wsp. 2008		Układ zbudowany z 4 jednoosiowych czujników piezoelektrycznych.	1000 Hz	Zginanie palców dłoni	Nie

Załącznik nr 5: Przegląd stanu techniki w zakresie aparatury pomiarowej do pomiaru synergii motorycznych

Tabela 19. Ciąg dalszy

Źródło	Schemat aparatury	Opis aparatury badawczej	Częstotliwość próbkowania	Wykonywany ruch	Warunki statyczne
Shim i wsp. 2008; Karol i wsp. 2011; Park i Xu 2017		Układ zbudowany z 4 czujników siły w aluminiowej ramie (140x90x10mm)	100/1000 Hz	Zginanie palców dłoni	Tak
Martin i wsp. 2011; Mattos i wsp. 2015; Ambike i wsp. 2016a, b; Reschechtko i Latash 2017; de Freitas i wsp. 2018; Freitas i wsp. 2019		Układ: odwrócone pianino (<i>ang. inverse piano</i>). Układ składa się z 4 czujników piezoelektrycznych, umiejscowionych na górze liniowych siłowników. Pod nasadą dłoni spoczywa drewniana podstawa, mająca na celu zredukować nadmierowe stopnie swobody ruchu.	200 Hz	Zginanie palców dłoni	Nie
Park i wsp. 2012, 2013a, b		Układ zbudowany z czterech czujników siły, przymocowanych do panelu (140x90x5mm). Pod nasadą dłoni spoczywa drewniana podstawa, mająca na celu zredukować nadmierowe stopnie swobody ruchu.	200 Hz	Zginanie palców dłoni	Tak
Sarabon i wsp. 2013		Dynamometr dedykowany dla pomiaru sił u stóp (S2P, Ljubljana, Słowenia).	1000 Hz	Zginanie stóp	Tak
Jo i wsp. 2015		Układ zbudowany z 5 czujników siły.	300 Hz	Zginanie palców dłoni	Nie
Kang i Cauraugh 2017; Kang i wsp. 2019		Układ zbudowany z 2 czujników siły przytwierdzonych do dwóch platform.	100 Hz	Prostowanie palców u dłoni oraz w stawach nadgarstkowych	Tak

Tabela 20. Przegląd istniejących rozwiązań technicznych znanych z opisów patentowych (polskich i światowych)

Źródło	Schemat aparatury	Opis aparatury badawczej
US2007/0299371A1		Urządzenie zbudowane dla potrzeb rehabilitacji. Urządzenie ma na celu pomagać pacjentom wykonać ruch zaplanowany w procesie terapii, kontrolując trajektorię jego wykonania oraz generowane siły przez kończyny górne pacjenta.
WO2005/074373A2		Urządzenie zbudowane dla potrzeb rehabilitacji. Umożliwia rehabilitację w warunkach domowych, gdzie pacjent zmuszony jest do prób poruszania się w utraconych wcześniej zakresach ruchu (w stawach kończyny górnej). Aparatura umożliwia poprawę warunków wykonania czynności dnia codziennego.
US2014/0296750A1		Urządzenie zbudowane dla potrzeb rehabilitacji. Umożliwia poruszanie się pacjentów dla co najmniej trzech stopni swobody ruchu kończyn górnych.
WO2014/092645A1		Urządzenie dedykowane dla potrzeb rehabilitacji górnych segmentów ciała. Umożliwia wykonywanie ruchów jednocześnie przez obie kończyny górne. Poprzez wykorzystanie ułatwia wykonywanie przez pacjentów czynności dnia codziennego.
WO01/56662A1		Urządzenie zbudowane dla potrzeb rehabilitacji. Umożliwia jednoczesne wykonywanie ruchów przez kończyny górne.
US2015/0302777A1		Urządzenie dedykowane dla potrzeb rehabilitacji. Aparatura pozwala na wykonywanie ruchów kończyną górną wzdłuż dwu-osiowego układu. Głównym zastosowaniem jest pomoc dla pacjentów po zdiagnozowaniu udaru.
US2006/0194677A1		Urządzenie dedykowane dla potrzeb rehabilitacji. Umożliwia pacjentom jednoczesne wykonywanie ruchów oboma kończynami. Urządzenie pozwala na samodzielne usprawnianie się przez pacjentów.
229773B1		Urządzenie daje możliwość pomiaru obiektywnych wartości siły wyizolowanego oddziaływania mięśni odpowiedzialnych za przywodzenie i odwodzenie palców od wskazującego do małego.
167357B1		Urządzenie do pomiaru siły i czynności ruchowej palca, przeznaczony do badań przemieszczeń kątowych stawów palców oraz oznaczania sił poszczególnych ruchów.

Załącznik nr 6: Wyniki analizy statystyki F (przy analizie rzetelności na potrzeby badań właściwych)

Tabela 21. Wyniki analizy statystyki F, sprawdzającej hipotezę zerową, zakładającą, że: współczynnik ICC=0

Ilość powtórzeń	15% MVC						30% MVC						50% MVC					
	V _{UCM}		V _{ORT}		ΔV _Z		V _{UCM}		V _{ORT}		ΔV _Z		V _{UCM}		V _{ORT}		ΔV _Z	
	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p
3	6.754	.000	11.039	.000	13.850	.000	5.964	.001	8.053	.000	9.812	.000	1.822	.137	7.086	.000	1.797	.142
4	13.327	.000	13.326	.000	16.006	.000	2.030	.054	10.321	.000	5.454	.000	4.205	.001	9.065	.000	3.684	.002
5	14.980	.000	15.183	.000	14.424	.000	2.774	.005	12.098	.000	6.674	.000	7.105	.000	10.648	.000	5.456	.000
6	13.371	.000	15.683	.000	15.068	.000	4.912	.000	13.283	.000	7.029	.000	7.584	.000	11.925	.000	7.060	.000
7	12.870	.000	16.105	.000	16.560	.000	8.267	.000	14.858	.000	6.905	.000	11.786	.000	13.206	.000	8.055	.000
8	13.040	.000	17.187	.000	17.728	.000	12.420	.000	15.722	.000	7.596	.000	15.930	.000	14.382	.000	8.897	.000
9	13.328	.000	18.391	.000	19.299	.000	15.690	.000	16.207	.000	8.377	.000	20.456	.000	15.304	.000	9.940	.000
10	14.229	.000	19.802	.000	21.212	.000	19.192	.000	16.720	.000	9.457	.000	26.080	.000	16.029	.000	10.749	.000
11	14.528	.000	20.993	.000	22.382	.000	22.789	.000	17.128	.000	10.641	.000	31.492	.000	16.744	.000	11.638	.000
12	14.229	.000	22.234	.000	24.003	.000	26.414	.000	17.537	.000	12.214	.000	37.491	.000	17.513	.000	12.482	.000
13	14.981	.000	23.638	.000	25.732	.000	29.884	.000	17.974	.000	14.127	.000	43.480	.000	18.034	.000	13.189	.000
14	16.007	.000	24.898	.000	27.321	.000	33.096	.000	18.698	.000	16.384	.000	49.997	.000	18.576	.000	13.960	.000
15	17.153	.000	25.833	.000	28.693	.000	37.082	.000	19.353	.000	18.921	.000	56.666	.000	19.045	.000	14.717	.000
16	18.131	.000	26.656	.000	29.978	.000	40.855	.000	20.278	.000	21.719	.000	53.421	.000	19.419	.000	15.596	.000
17	19.303	.000	27.458	.000	31.585	.000	44.908	.000	20.629	.000	24.533	.000	49.951	.000	19.819	.000	16.553	.000
18	20.812	.000	28.345	.000	32.847	.000	48.663	.000	21.170	.000	27.554	.000	48.698	.000	20.177	.000	17.405	.000
19	22.418	.000	29.190	.000	34.349	.000	52.025	.000	21.674	.000	30.648	.000	51.276	.000	20.540	.000	18.232	.000
20	24.080	.000	30.015	.000	36.081	.000	55.016	.000	22.332	.000	33.749	.000	55.151	.000	20.893	.000	19.125	.000
21	25.675	.000	30.817	.000	37.978	.000	57.721	.000	23.077	.000	37.172	.000	60.043	.000	21.213	.000	20.021	.000
22	26.791	.000	31.594	.000	40.016	.000	60.178	.000	23.890	.000	40.523	.000	65.357	.000	21.601	.000	20.883	.000
23	28.055	.000	32.309	.000	42.090	.000	62.459	.000	24.836	.000	44.087	.000	71.238	.000	22.024	.000	21.767	.000
24	29.563	.000	33.047	.000	44.180	.000	64.526	.000	25.724	.000	47.756	.000	77.637	.000	22.546	.000	22.716	.000
25	30.532	.000	33.779	.000	46.168	.000	66.295	.000	26.605	.000	51.626	.000	84.175	.000	23.029	.000	23.629	.000
26	31.735	.000	34.497	.000	48.261	.000	67.933	.000	27.493	.000	55.624	.000	90.617	.000	23.527	.000	24.514	.000
27	32.729	.000	35.291	.000	50.311	.000	69.460	.000	28.377	.000	59.615	.000	97.366	.000	24.071	.000	25.447	.000
28	33.782	.000	36.046	.000	52.422	.000	70.912	.000	29.288	.000	63.744	.000	103.572	.000	24.556	.000	26.379	.000
29	35.093	.000	36.844	.000	54.684	.000	72.342	.000	30.176	.000	67.889	.000	110.454	.000	24.993	.000	27.373	.000
30	36.285	.000	37.569	.000	56.951	.000	73.775	.000	31.197	.000	72.206	.000	118.002	.000	25.290	.000	28.420	.000

F = iloraz średniej sumy kwadratów między obiektami przez średnią sumę kwadratów błędów;

Załącznik nr 7: Przegląd badań wykorzystujących analizę UCM w zakresie stosowanej liczby powtórzeń oraz intensywności wykonywanego ruchu (zadania motorycznego)

Tabela 22. Liczba powtórzeń pomiarowych oraz poziom intensywności generowanej siły podczas stosowania analizy UCM w piśmiennictwie

Autorzy	% MVC	Ilość Powtórzeń	Autorzy	% MVC	Ilość Powtórzeń
Jin i wsp. 2019	15	13	Park i wsp. 2013a	5-25	25
Tillman i Ambike 2018	5-15	16	Park i wsp. 2012	5-45	20
Reschechtko i Latash 2018	20	24	Martin i wsp. 2011	10-15	20
Park i Xu, 2017	5-40	25	Karol i wsp. 2011	20	12
Reschechtko i Latash, 2017	5-50	24	Kapur i wsp. 2010b	22.5	15
Kang i Cauraugh, 2017	5-50	12	Martin i wsp. 2009a	5-40	24
Togo i Imamizu, 2016	5-25	30	Shapkova i wsp. 2008	5-60	12-14
Reschechtko i wsp. 2016	15-50	15	Gorniak i wsp. 2008	10-20	12-15
Parsa i wsp. 2016a	20	22	Shim i wsp. 2008	20	12
Parsa i wsp. 2016b	20	24	Zhang i wsp. 2008	5-10	24
Ambike i wsp. 2016a	25	25	Zhang i wsp. 2007	10	10
Ambike i wsp. 2016b	30	29	Gorniak i wsp. 2007b	5-20	15
Jo i wsp. 2015	5-25	25	Olafsdottir i wsp. 2007	10-25	15-20
Mattos i wsp. 2015	10-25	24	Zhang i wsp. 2006	10	25
Kang i Cauraugh, 2014	5-50	10	Shinohara i wsp. 2004	30	12
Reschechtko i wsp. 2014	5-45	24	Kang i wsp. 2004	10	25
Arpinar-Avsar i wsp. 2013	5-25	20	Latash i wsp. 2002	5-25	45

Załącznik nr 8: Wyniki surowe zastosowanej skali Borga w III etapie badań

Tabela 23. *Rezultaty zastosowanej skali Borga w III etapie badań (w badaniach właściwych)*

Badany	Sesja 1	Sesja 2	Sesja 3	Sesja 4	Sesja 5	Sesja 6	Sesja 7	Sesja 8
001	1/1	6/7	4/7	7/7	4/6	6/6	4/5	1/1
002	1/1	8/9	5/7	9/9	9/10	9/10	6/7	1/1
003	1/1	6/7	2/5	6/8	3/6	5/8	3/3	1/1
004	1/1	5/6	7/8	7/7	5/7	6/6	7/8	1/1
005	1/1	4/6	4/6	3/5	5/7	6/7	5/7	1/1
006	1/1	9/9	6/6	9/9	7/8	7/8	6/7	1/1
007	1/1	5/5	6/6	5/5	6/6	4/5	4/4	1/1
008	1/1	4/4	6/7	6/7	5/5	7/7	6/7	1/1
009	1/1	4/6	4/6	5/6	5/7	7/8	4/5	1/1
010	1/1	3/9	3/6	6/8	4/5	6/8	7/8	1/1
011	1/1	5/9	4/8	5/7	5/7	5/7	5/7	1/1
012	1/1	5/8	2/6	7/6	7/7	2/7	2/5	1/1
013	1/1	4/6	5/6	5/7	6/7	6/6	5/5	1/1

Pierwsza wartość jest subiektywną oceną ciężkości wysiłku dla całego ciała (Borg_O), natomiast druga wartość jest subiektywną oceną ciężkości wysiłku dla kończyn górnych (Borg_R)

Legenda:

Sesja 1–brak wysiłku (BW1);

Sesja 2–wysiłek statyczny dla kończyny niedominującej (SND2),

Sesja 3–wysiłek dynamiczny dla kończyny dominującej (DD3);

Sesja 4–wysiłek statyczny dla obu kończyn górnych (SDND4),

Sesja 5–wysiłek dynamiczny dla obu kończyn górnych (DDND5),

Sesja 6–wysiłek statyczny dla kończyny dominującej (SD6),

Sesja 7–wysiłek dynamiczny dla kończyny niedominującej (DND7),

Sesja 8–brak wysiłku (BW8).

Oceny w 10-punktowej zastosowanej skali Borga (Borg 1962; Górski 2011):

1–wysiłek bardzo lekki; 5–ciężki; 10–niezwykle ciężki.

Załącznik nr 9: Szczegółowe wyniki statystyki opisowej

W niniejszym załączniku przedstawiono jedynie wyniki statystyki opisowej dla wszystkich analizowanych zmiennych.

Tabela 24. Wyniki obliczeń statystyki opisowej dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek (Wysiłek)	Zmienna	Średnia	Odch. Std.	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	Borg_O	0.988	0.244	1.000	0.600	1.400	0.800	1.130	0.069	-0.982
	Borg_R	0.988	0.244	1.000	0.600	1.400	0.800	1.130	0.069	-0.982
SND2	Borg_O	5.231	1.691	5.000	3.000	9.000	4.000	6.000	1.163	1.054
	Borg_R	7.000	1.683	7.000	4.000	9.000	6.000	9.000	-0.124	-1.076
DD3	Borg_O	4.462	1.561	4.000	2.000	7.000	4.000	6.000	-0.149	-0.752
	Borg_R	6.462	0.877	6.000	5.000	8.000	6.000	7.000	0.575	-0.121
SDND4	Borg_O	6.154	1.676	6.000	3.000	9.000	5.000	7.000	0.218	0.250
	Borg_R	7.000	1.291	7.000	5.000	9.000	6.000	8.000	0.000	-0.552
DDND5	Borg_O	5.462	1.561	5.000	3.000	9.000	5.000	6.000	0.784	1.050
	Borg_R	6.769	1.301	7.000	5.000	10.000	6.000	7.000	1.039	2.423
SD6	Borg_O	5.846	1.676	6.000	2.000	9.000	5.000	7.000	-0.595	1.945
	Borg_R	7.154	1.281	7.000	5.000	10.000	6.000	8.000	0.509	0.912
DND7	Borg_O	4.923	1.498	5.000	2.000	7.000	4.000	6.000	-0.375	-0.363
	Borg_R	6.000	1.581	7.000	3.000	8.000	5.000	7.000	-0.448	-0.883
BW8	Borg_O	0.988	0.244	1.000	0.600	1.400	0.800	1.130	0.069	-0.982
	Borg_R	0.988	0.244	1.000	0.600	1.400	0.800	1.130	0.069	-0.982

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych;

DND-wysiłek wykonywany przez obie kończyny; *Borg_O*-subiektywna ocena ciężkości wysiłku całego ciała;

Borg_R-subiektywna ocena ciężkości wysiłku ramion;

Tabela 25. Wyniki obliczeń statystyki opisowej dla zmiennych siłowych dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek (Wysilek)	Zmienna	Średnia	Odchylenie Standardowe	Mediana	Minimum	Maksimum	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	Siła_DND	104.166	4.687	103.353	98.391	114.450	100.546	105.316	1.113	0.950
	Siła_D	52.137	4.792	52.707	42.071	61.849	49.465	53.746	-0.171	1.487
	Siła_ND	52.029	4.475	51.734	46.228	61.282	48.673	52.829	0.788	0.256
	Różnica_DND	5.290	2.431	5.077	1.816	10.517	3.991	5.980	0.894	0.893
	Błąd_DND	5.039	3.963	3.663	1.304	14.450	2.221	5.551	1.630	2.055
SND2	SiłaDND	105.539	3.394	104.587	100.875	111.275	103.030	108.657	0.418	-1.034
	SiłaD	60.035	5.953	62.012	50.264	69.086	59.321	63.440	-0.792	-0.291
	SiłaND	45.504	6.175	46.607	33.945	53.901	40.518	50.611	-0.378	-0.807
	RóżnicaDND	15.865	9.705	17.342	1.679	35.141	8.777	23.552	0.298	-0.368
	Błąd_DND	5.670	3.248	4.636	1.587	11.275	3.259	8.658	0.517	-1.026
DD3	SiłaDND	105.16	3.303	104.013	101.305	113.707	102.984	107.073	1.516	2.810
	SiłaD	41.287	7.096	40.515	31.879	53.027	35.701	46.930	0.236	-1.026
	SiłaND	65.089	6.183	65.999	52.398	74.895	61.727	68.018	-0.381	0.079
	RóżnicaDND	24.198	11.448	22.292	5.290	42.715	19.733	32.317	0.226	-0.656
	Błąd_DND	5.259	3.222	4.013	1.683	13.707	3.312	7.074	1.605	3.078
SDND4	SiłaDND	107.628	6.296	105.920	102.314	122.172	102.679	108.472	1.413	1.198
	SiłaD	55.055	4.401	55.613	45.732	62.765	53.888	56.720	-0.568	0.961
	SiłaND	52.574	4.373	50.821	46.075	59.407	49.865	56.860	0.473	-1.087
	RóżnicaDND	6.123	2.524	5.589	3.359	11.128	4.231	7.137	0.902	0.072
	Błąd_DND	7.673	6.259	5.920	2.510	22.172	2.791	8.472	1.429	1.239
DDND5	SiłaDND	107.207	6.660	105.199	98.407	120.013	102.723	110.582	0.883	-0.159
	SiłaD	53.864	5.505	53.638	45.824	63.924	50.495	57.766	0.234	-0.554
	SiłaND	53.344	5.843	52.400	43.606	64.508	49.894	56.899	0.250	-0.180
	RóżnicaDND	7.406	5.443	4.220	2.767	18.434	3.131	11.076	0.913	-0.600
	Błąd_DND	7.569	6.272	5.558	1.682	20.013	2.784	10.582	1.091	-0.023
SD6	SiłaDND	108.296	5.323	108.867	101.786	121.239	104.330	110.695	1.011	1.700
	SiłaD	45.177	9.009	47.176	26.061	59.517	42.095	50.574	-0.808	0.585
	SiłaND	14.969	10.666	12.523	3.948	41.116	7.189	17.857	1.342	1.818
	RóżnicaDND	18.406	16.351	12.523	3.948	59.654	7.189	22.757	1.625	2.448
	Błąd_DND	8.359	5.247	8.867	2.292	21.239	4.395	10.695	1.071	1.834
DND7	SiłaDND	106.648	3.757	107.456	102.182	114.152	103.586	108.730	0.487	-0.551
	SiłaD	62.105	5.999	64.100	50.466	70.770	59.902	65.368	-0.667	-0.093
	SiłaND	44.543	4.360	43.975	36.686	51.716	42.330	47.666	-0.102	-0.395
	RóżnicaDND	1.322	0.726	1.188	0.460	2.641	0.839	1.446	0.766	-0.468
	Błąd_DND	6.694	3.701	7.456	2.422	14.152	3.595	8.730	0.526	-0.512
BW8	SiłaDND	106.992	4.298	107.355	101.345	117.183	104.508	108.120	0.937	1.583
	SiłaD	53.201	5.598	53.706	44.439	62.796	49.421	55.491	-0.076	-0.646
	SiłaND	53.791	4.551	53.342	43.330	60.789	51.923	56.884	-0.749	1.069
	RóżnicaDND	7.280	5.538	4.208	2.373	19.466	3.416	10.915	1.285	0.612
	Błąd_DND	7.044	4.233	7.355	1.629	17.183	4.508	8.120	1.006	1.695

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysilek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysilek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysilek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 26. Wyniki obliczeń statystyki opisowej aktywności bioelektrycznej mięśni EMG dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	D	BB	14.972	4.568	16.540	7.629	20.967	12.420	18.898	-0.419	-1.292
		BR	16.774	6.480	15.885	9.030	30.187	13.352	17.091	1.427	1.539
		BRD	10.981	4.033	10.355	4.037	18.317	8.910	13.055	0.238	-0.254
		FCR	6.968	2.369	6.426	3.384	10.951	5.965	7.406	0.536	-0.479
	FCU	9.659	4.684	9.246	2.947	19.563	6.552	11.998	0.628	0.164	
	ND	BB	16.101	5.043	15.742	9.610	22.519	10.849	21.125	-0.084	-1.772
		BR	16.564	4.715	15.768	9.165	23.682	12.781	20.225	0.155	-1.320
		BRD	12.215	3.390	12.468	6.399	17.705	10.322	13.963	-0.141	-0.455
FCR		11.029	7.464	8.541	3.178	25.857	5.210	14.453	0.957	-0.363	
FCU	7.833	4.106	7.706	1.813	17.214	5.245	8.932	0.773	1.079		
SND2	D	BB	17.549	5.226	15.177	9.860	25.967	14.662	22.001	0.308	-1.134
		BR	23.211	6.896	23.579	12.994	39.609	19.159	25.023	0.797	1.844
		BRD	17.289	7.847	16.822	6.973	35.560	11.089	20.547	0.848	1.118
		FCR	13.479	9.791	13.493	3.697	34.374	5.400	15.238	1.344	1.197
	FCU	11.242	7.755	10.351	1.905	29.893	7.263	12.324	1.164	1.711	
	ND	BB	26.234	13.166	23.847	11.114	51.646	15.775	36.041	0.716	-0.508
		BR	30.329	13.827	27.328	15.762	58.963	19.557	34.884	1.094	0.314
		BRD	19.299	6.626	19.299	8.602	28.810	14.494	24.962	-0.111	-1.202
FCR		17.123	9.896	16.871	4.879	45.899	11.537	19.557	2.125	6.382	
FCU	12.512	8.454	12.247	3.168	32.520	5.168	16.396	1.075	1.136		
DD3	D	BB	20.929	8.799	23.993	7.813	36.762	12.023	26.108	0.004	-1.004
		BR	23.587	8.175	21.232	12.638	41.281	17.753	27.443	0.894	0.298
		BRD	18.127	8.805	15.061	8.474	33.587	11.822	21.765	0.832	-0.540
		FCR	13.316	12.077	8.959	5.058	41.320	6.185	11.048	1.870	2.326
	FCU	12.906	7.726	10.985	2.502	31.442	7.868	15.095	1.310	1.877	
	ND	BB	25.622	6.583	24.871	15.415	38.293	20.999	29.731	0.454	-0.256
		BR	25.391	8.583	26.939	12.639	41.816	20.218	30.128	-0.052	-0.257
		BRD	15.011	2.788	15.011	9.319	19.970	13.313	15.805	-0.157	0.639
FCR		17.012	7.894	14.529	7.994	34.822	12.838	15.977	1.404	1.164	
FCU	9.659	4.432	9.163	2.946	19.413	6.474	10.260	0.897	0.874		
SDND4	D	BB	26.475	6.702	26.475	14.057	38.681	22.442	28.067	0.148	0.102
		BR	33.734	9.527	31.983	19.226	50.022	28.184	40.754	0.206	-0.928
		BRD	29.329	9.712	30.042	14.700	48.572	24.819	35.277	0.124	-0.098
		FCR	20.958	10.959	19.777	7.204	38.151	13.049	29.721	0.311	-1.382
	FCU	18.778	11.120	16.868	3.145	44.506	12.563	21.406	1.151	1.477	
	ND	BB	33.676	13.398	29.887	18.439	58.048	23.622	47.229	0.664	-1.021
		BR	31.618	10.151	28.860	18.206	47.469	22.558	39.831	0.342	-1.407
		BRD	25.108	10.034	24.687	11.814	46.742	18.303	26.919	1.078	0.793
FCR		28.043	13.901	27.672	9.133	52.148	18.633	36.115	0.461	-0.933	
FCU	10.853	3.846	11.541	4.428	16.210	8.483	13.704	-0.300	-0.871		

D kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 26. Ciąg dalszy

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
DDND5	D	BB	29.191	8.411	29.191	15.713	41.076	23.130	35.153	-0.205	-1.262
		BR	40.238	12.373	39.635	19.331	58.426	33.145	48.975	-0.127	-0.864
		BRD	30.832	12.642	30.057	13.683	56.522	21.157	40.032	0.515	-0.402
		FCR	26.976	17.876	20.645	6.719	65.429	16.471	38.927	1.100	0.375
	FCU	25.767	16.853	22.006	3.022	60.574	14.538	30.908	1.046	0.639	
	ND	BB	35.515	12.081	35.183	19.699	55.453	27.013	42.440	0.346	-0.957
		BR	36.934	9.589	36.050	23.162	55.068	27.680	42.461	0.346	-0.542
		BRD	26.283	11.107	22.118	11.286	48.361	19.830	31.511	0.875	-0.119
FCR		25.661	13.972	21.950	6.279	52.284	18.455	31.977	0.554	-0.425	
FCU	14.266	7.340	13.628	3.461	33.331	10.478	16.592	1.297	3.337		
SD6	D	BB	21.351	7.070	19.912	10.984	33.516	16.534	26.762	0.277	-0.945
		BR	26.279	11.487	24.849	12.620	52.604	17.278	30.175	0.977	0.785
		BRD	18.285	5.616	17.693	8.889	26.248	16.661	22.990	-0.141	-0.769
		FCR	15.946	7.434	15.946	5.270	29.503	11.224	20.851	0.311	-0.750
	FCU	19.386	11.463	17.404	2.980	43.925	13.209	24.261	0.882	0.697	
	ND	BB	24.447	7.926	21.563	13.946	39.105	18.634	28.427	0.798	-0.412
		BR	23.509	5.641	24.353	12.437	33.579	19.245	28.025	-0.242	0.026
		BRD	16.641	7.372	14.838	9.756	33.972	10.654	19.003	1.343	1.367
FCR		18.290	7.404	17.641	7.296	32.771	13.587	22.264	0.414	-0.121	
FCU	6.882	2.861	5.959	3.245	12.370	4.690	8.050	0.638	-0.561		
DND7	D	BB	20.867	6.359	19.296	12.618	35.897	17.907	23.520	1.059	1.563
		BR	23.183	4.915	25.030	16.498	32.068	18.624	26.491	0.019	-1.014
		BRD	13.032	3.446	13.568	8.252	19.582	10.213	14.737	0.376	-0.503
		FCR	10.877	4.507	12.593	2.890	17.354	7.320	13.171	-0.349	-0.716
	FCU	12.851	8.040	12.168	2.967	31.518	8.006	12.851	1.422	1.708	
	ND	BB	27.507	8.765	27.527	13.355	42.614	21.531	32.935	-0.032	-0.667
		BR	25.522	7.236	25.216	14.933	36.310	19.576	31.119	0.025	-1.123
		BRD	19.028	10.292	16.636	6.750	41.609	12.733	22.437	1.173	0.825
FCR		20.061	6.928	21.387	7.466	30.068	19.147	24.351	-0.708	-0.159	
FCU	12.385	7.167	10.654	2.412	28.569	8.438	16.912	0.810	0.719		
BW8	D	BB	15.328	4.342	15.218	11.007	28.043	12.275	16.093	2.245	6.520
		BR	18.198	4.334	17.974	11.413	26.061	15.425	20.938	0.126	-0.530
		BRD	9.856	2.481	10.771	6.396	13.796	7.767	10.917	0.133	-1.067
		FCR	10.205	4.508	9.271	3.936	19.369	7.066	12.058	0.876	0.239
	FCU	12.898	8.695	9.301	2.657	29.016	7.089	14.680	0.891	-0.198	
	ND	BB	20.280	9.182	18.620	9.241	38.129	13.401	24.842	0.547	-0.742
		BR	21.305	6.845	20.385	9.144	33.118	17.949	24.253	0.288	0.060
		BRD	11.651	4.578	10.166	6.681	19.599	7.842	16.162	0.488	-1.391
FCR		15.126	8.341	13.671	5.735	34.135	9.222	15.126	1.542	1.855	
FCU	7.646	3.922	7.646	1.343	17.196	5.634	8.652	0.965	2.126		

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 27. Wyniki obliczeń statystyki opisowej średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	D	BB	82.842	13.442	80.447	66.516	106.570	73.034	94.055	0.670	-0.977
		BR	76.874	12.847	75.625	59.451	103.382	68.380	84.680	0.699	0.049
		BRD	78.791	16.783	72.669	62.404	111.619	65.899	87.971	0.776	-0.694
		FCR	86.837	12.114	84.771	67.565	112.286	82.803	92.295	0.794	0.775
		FCU	118.138	28.691	118.379	75.501	175.573	98.396	138.642	0.319	-0.216
	ND	BB	81.444	11.437	82.604	64.219	96.502	75.615	89.928	-0.220	-1.352
		BR	79.585	16.348	79.929	47.911	106.010	68.420	93.455	-0.189	-0.341
		BRD	82.647	14.789	79.162	63.468	114.183	72.964	87.124	0.970	0.505
		FCR	78.524	11.698	76.350	64.830	100.792	70.354	85.417	0.789	-0.619
		FCU	110.297	19.871	111.956	70.054	143.534	99.534	122.737	-0.234	0.162
SND2	D	BB	75.970	7.508	76.205	64.687	88.467	70.126	78.599	0.120	-0.497
		BR	79.998	12.440	76.650	65.470	102.638	70.951	88.031	0.756	-0.789
		BRD	70.119	13.130	63.220	55.984	96.872	59.318	79.634	0.742	-0.599
		FCR	85.235	8.141	86.606	74.186	101.167	76.707	88.774	0.336	-0.431
		FCU	119.634	24.149	118.327	85.610	165.355	100.562	140.163	0.347	-0.674
	ND	BB	74.400	7.178	72.284	58.759	88.129	71.768	76.236	-0.140	1.512
		BR	71.231	11.922	72.252	55.974	96.464	58.840	78.193	0.486	-0.074
		BRD	81.177	15.697	82.432	59.151	112.462	69.407	88.556	0.614	-0.174
		FCR	81.709	16.455	79.571	63.683	109.835	66.184	96.237	0.494	-1.225
		FCU	108.265	17.052	113.855	75.407	133.451	92.945	118.239	-0.554	-0.533
DD3	D	BB	76.534	11.382	76.721	60.405	99.890	71.838	79.186	0.616	0.382
		BR	70.822	8.658	71.137	58.970	84.216	63.362	80.454	0.207	-1.349
		BRD	71.939	8.107	70.386	63.041	86.049	64.519	76.435	0.534	-1.116
		FCR	81.659	11.330	80.930	66.031	105.367	76.683	81.672	0.792	0.653
		FCU	119.967	27.113	117.253	83.512	168.259	99.886	137.128	0.504	-0.663
	ND	BB	81.606	12.820	81.854	62.925	98.540	73.244	93.721	-0.272	-1.372
		BR	77.585	12.050	73.466	60.520	97.493	68.995	85.073	0.421	-1.044
		BRD	80.370	15.021	80.030	61.552	110.162	68.008	84.526	0.796	-0.151
		FCR	82.379	12.740	82.752	67.963	108.518	71.524	88.427	0.833	-0.116
		FCU	106.139	22.410	110.220	65.005	131.741	91.300	121.730	-0.496	-0.977
SDND4	D	BB	67.850	4.117	67.850	60.994	75.208	64.519	69.438	0.241	-0.211
		BR	76.488	12.913	75.596	57.232	97.655	65.620	89.778	0.207	-1.129
		BRD	74.644	9.498	73.722	59.812	90.441	69.263	79.443	0.122	-0.374
		FCR	91.004	9.586	93.495	78.632	105.499	82.571	98.682	0.001	-1.778
		FCU	125.266	25.361	124.968	82.514	175.455	106.960	136.954	0.353	0.121
	ND	BB	74.694	8.045	76.666	57.379	86.621	72.463	79.164	-0.691	0.524
		BR	73.502	15.358	71.766	39.795	102.046	68.668	82.916	-0.235	1.386
		BRD	76.909	17.031	77.408	36.973	103.845	70.256	82.777	-0.646	1.785
		FCR	87.087	14.612	84.392	67.630	119.321	76.125	96.372	0.829	0.396
		FCU	105.654	17.854	106.162	80.019	140.209	96.551	111.352	0.410	-0.319

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 27. Ciąg dalszy

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
DDND5	D	BB	74.464	13.719	71.624	49.952	100.067	67.356	82.430	0.085	-0.205
		BR	73.892	9.805	72.031	54.090	91.598	68.556	79.128	0.002	0.459
		BRD	76.642	15.242	75.460	58.843	110.712	64.292	83.107	1.019	0.778
		FCR	86.885	15.117	81.732	70.018	120.693	76.745	93.305	1.033	0.473
		FCU	111.044	18.450	119.282	83.151	134.611	91.653	122.761	-0.367	-1.461
	ND	BB	81.081	15.477	80.973	57.751	110.664	70.703	85.424	0.648	0.116
		BR	73.007	9.837	69.164	58.870	87.761	65.811	81.533	0.248	-1.395
		BRD	78.645	10.470	78.092	64.374	99.078	68.924	85.949	0.256	-0.530
		FCR	73.571	13.620	77.268	43.843	93.095	63.476	83.237	-0.788	0.284
		FCU	103.192	19.881	105.489	66.330	139.773	85.822	116.843	-0.193	-0.087
SD6	D	BB	68.188	4.300	68.188	58.812	77.265	66.669	69.339	-0.043	2.180
		BR	69.607	10.054	67.616	55.453	89.298	64.108	75.040	0.476	-0.304
		BRD	71.742	5.977	71.742	59.755	81.756	68.776	73.175	-0.005	0.299
		FCR	84.448	8.935	85.425	71.067	100.853	76.424	89.226	0.317	-0.633
		FCU	110.768	25.532	106.250	76.389	170.661	97.325	121.706	1.076	1.374
	ND	BB	79.503	11.065	76.174	68.116	100.894	71.763	83.824	1.057	0.165
		BR	82.795	10.795	81.007	69.778	101.207	72.985	89.987	0.411	-1.125
		BRD	78.964	12.635	76.919	59.446	109.029	71.697	82.625	1.042	1.777
		FCR	82.456	9.524	83.581	65.882	96.639	78.205	89.707	-0.340	-0.780
		FCU	106.614	18.804	106.249	70.454	131.745	103.422	112.978	-0.363	-0.245
DND7	D	BB	74.679	9.107	74.460	61.051	94.794	69.144	78.844	0.672	0.648
		BR	79.285	11.735	74.561	66.765	103.955	70.964	84.543	1.090	0.450
		BRD	71.560	8.944	71.539	58.115	92.430	66.202	76.794	0.786	1.284
		FCR	86.625	8.881	83.782	73.255	102.251	81.091	87.532	0.810	-0.240
		FCU	113.352	25.904	118.414	67.037	149.388	99.305	129.394	-0.350	-0.802
	ND	BB	79.349	11.890	78.911	53.926	99.345	74.160	85.928	-0.385	0.584
		BR	74.073	9.400	75.709	58.121	88.367	68.215	80.196	-0.071	-0.715
		BRD	78.976	7.765	78.834	66.379	93.168	74.671	85.428	0.006	-0.210
		FCR	83.085	11.005	80.636	66.675	99.343	75.397	92.813	-0.064	-1.421
		FCU	107.272	20.854	110.607	73.680	137.317	90.694	116.854	-0.382	-0.888
BW8	D	BB	76.602	7.281	76.846	66.432	93.354	71.189	81.112	0.804	0.860
		BR	74.772	8.241	74.772	62.789	90.401	69.562	79.329	0.416	-0.518
		BRD	71.649	7.608	71.649	59.194	83.925	66.598	74.562	0.145	-0.557
		FCR	85.691	7.379	84.588	73.267	96.719	79.737	92.626	-0.017	-1.227
		FCU	115.610	25.922	120.389	65.731	156.219	104.400	135.413	-0.630	-0.160
	ND	BB	78.529	10.290	81.130	54.989	92.744	76.783	84.318	-1.100	1.171
		BR	82.500	11.568	79.474	65.452	102.370	75.913	91.889	0.431	-0.657
		BRD	78.814	13.741	77.213	61.457	106.601	67.660	83.332	0.770	-0.210
		FCR	80.625	12.304	78.393	64.753	107.154	76.993	86.661	0.755	0.570
		FCU	105.560	19.241	102.893	69.413	132.826	96.407	126.461	-0.049	-0.570

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 28. Wyniki obliczeń statystyki opisowej mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	D	BB	73.538	11.377	70.000	61.000	96.000	66.000	78.000	0.979	-0.254
		BR	67.615	10.928	64.000	54.000	91.000	60.000	73.000	1.102	0.591
		BRD	63.769	11.512	57.000	50.000	86.000	55.000	71.000	0.799	-0.556
		FCR	69.000	11.262	66.000	56.000	91.000	62.000	72.000	0.834	-0.313
		FCU	97.154	27.796	94.000	57.000	159.000	82.000	114.000	0.656	0.755
	ND	BB	72.692	8.654	72.000	60.000	89.000	67.000	78.000	0.177	-0.502
		BR	70.308	13.357	68.000	50.000	96.000	63.000	78.000	0.565	-0.272
		BRD	67.000	9.318	65.000	54.000	85.000	61.000	70.000	0.640	-0.374
		FCR	65.250	9.400	63.000	56.000	84.000	59.000	67.000	1.025	-0.163
		FCU	89.923	21.372	92.000	62.000	127.000	72.000	106.000	0.211	-1.156
SND2	D	BB	67.462	5.939	67.000	57.000	80.000	65.000	68.000	0.677	1.209
		BR	70.692	10.475	69.000	57.000	96.000	63.000	76.000	1.115	1.650
		BRD	58.692	7.216	58.000	50.000	72.000	52.000	65.000	0.419	-1.206
		FCR	70.077	4.856	72.000	61.000	79.000	68.000	72.000	-0.128	-0.032
		FCU	99.077	24.804	94.000	68.000	143.000	81.000	123.000	0.396	-1.002
	ND	BB	67.615	5.237	67.000	59.000	76.000	65.000	72.000	-0.146	-0.900
		BR	63.500	5.993	65.000	54.000	73.000	57.000	67.000	-0.110	-1.191
		BRD	69.769	12.248	67.000	54.000	98.000	61.000	76.000	0.973	0.955
		FCR	68.000	9.138	66.000	57.000	90.000	62.000	69.000	1.263	1.725
		FCU	87.385	14.936	91.000	62.000	115.000	80.000	95.000	-0.118	-0.225
DD3	D	BB	69.769	10.109	70.000	56.000	93.000	64.000	73.000	0.905	1.224
		BR	63.769	5.585	65.000	52.000	72.000	60.000	67.000	-0.527	0.000
		BRD	62.083	5.965	62.083	52.000	75.000	58.000	65.000	0.371	0.717
		FCR	69.692	9.508	68.000	57.000	90.000	65.000	70.000	0.924	0.564
		FCU	99.692	26.437	100.000	67.000	147.000	81.000	116.000	0.684	-0.493
	ND	BB	72.846	9.254	74.000	59.000	89.000	69.000	77.000	-0.002	-0.500
		BR	69.923	10.642	67.000	52.000	89.000	63.000	73.000	0.472	-0.281
		BRD	66.308	10.435	66.000	49.000	90.000	62.000	72.000	0.519	1.381
		FCR	61.462	10.596	63.000	37.000	78.000	58.000	68.000	-0.822	1.308
		FCU	86.615	20.962	92.000	60.000	116.000	66.000	101.000	0.040	-1.656
SDND4	D	BB	63.250	4.023	63.000	56.000	71.000	61.000	66.000	0.011	0.092
		BR	68.846	9.831	66.000	55.000	85.000	63.000	79.000	0.289	-1.102
		BRD	65.083	7.297	65.083	52.000	74.000	61.000	72.000	-0.545	-0.607
		FCR	77.462	7.623	79.000	65.000	89.000	72.000	83.000	-0.062	-1.224
		FCU	106.385	27.023	104.000	72.000	167.000	86.000	110.000	1.052	1.031
	ND	BB	70.692	9.630	71.000	54.000	93.000	65.000	76.000	0.505	1.790
		BR	69.667	9.551	67.000	58.000	90.000	63.000	74.000	1.032	0.413
		BRD	68.500	9.631	68.000	53.000	87.000	65.000	71.000	0.426	-0.083
		FCR	70.385	8.856	70.000	58.000	86.000	62.000	76.000	0.361	-0.774
		FCU	85.231	16.192	85.000	65.000	121.000	72.000	96.000	0.751	0.311

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Załącznik nr 9: Szczegółowe wyniki statystyki opisowej

Tabela 28. Ciąg dalszy

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
DDND5	D	BB	68.846	10.946	67.000	46.000	91.000	65.000	73.000	0.057	1.420
		BR	65.615	7.654	65.000	51.000	78.000	64.000	67.000	-0.126	0.158
		BRD	66.615	11.486	64.000	52.000	92.000	60.000	70.000	0.951	0.885
		FCR	74.462	12.177	70.000	59.000	103.000	66.000	81.000	1.138	1.081
		FCU	92.308	17.844	95.000	68.000	116.000	72.000	108.000	-0.223	-1.662
	ND	BB	74.000	12.955	73.000	53.000	98.000	67.000	77.000	0.665	0.512
		BR	66.385	7.217	65.000	55.000	79.000	64.000	71.000	0.301	-0.465
		BRD	66.923	8.200	66.000	56.000	84.000	61.000	72.000	0.674	-0.025
		FCR	69.077	12.932	66.000	55.000	96.000	58.000	80.000	0.826	-0.274
		FCU	85.385	18.178	89.000	60.000	125.000	68.000	94.000	0.386	0.585
SD6	D	BB	63.417	4.291	64.000	53.000	72.000	61.000	64.000	-0.593	3.198
		BR	63.000	8.052	62.000	49.000	78.000	57.000	68.000	0.325	-0.041
		BRD	62.250	5.599	62.000	50.000	73.000	60.000	64.000	-0.126	1.686
		FCR	69.500	4.646	70.000	63.000	79.000	66.000	71.000	0.495	0.184
		FCU	90.077	21.581	85.000	66.000	134.000	70.000	108.000	0.751	-0.360
	ND	BB	70.538	7.655	68.000	60.000	86.000	67.000	74.000	0.757	0.240
		BR	72.538	9.033	69.000	61.000	89.000	65.000	80.000	0.634	-0.916
		BRD	63.833	6.067	66.000	52.000	74.000	61.000	67.000	-0.748	0.657
		FCR	74.154	12.786	73.000	60.000	104.000	67.000	75.000	1.356	1.600
		FCU	87.385	16.490	87.000	65.000	113.000	81.000	90.000	0.266	-0.690
DND7	D	BB	65.250	4.166	65.250	59.000	72.000	62.000	68.000	0.241	-1.141
		BR	66.833	7.045	66.833	57.000	86.000	65.000	68.000	1.504	4.532
		BRD	59.667	6.498	59.667	48.000	75.000	56.000	62.000	0.754	2.018
		FCR	71.154	5.257	69.000	66.000	82.000	67.000	74.000	1.056	0.128
		FCU	92.385	22.153	98.000	58.000	124.000	76.000	109.000	-0.249	-1.285
	ND	BB	72.077	10.177	74.000	49.000	90.000	68.000	78.000	-0.618	1.432
		BR	67.308	7.620	68.000	54.000	78.000	64.000	74.000	-0.364	-0.872
		BRD	65.917	5.408	65.917	57.000	75.000	63.000	70.000	-0.066	-0.841
		FCR	68.615	6.212	68.000	58.000	79.000	65.000	74.000	-0.024	-0.595
		FCU	88.769	19.162	91.000	59.000	118.000	70.000	99.000	-0.262	-1.075
BW8	D	BB	66.917	3.796	66.917	62.000	72.000	64.000	70.000	0.065	-1.698
		BR	66.083	6.849	66.000	53.000	81.000	63.000	69.000	0.393	1.351
		BRD	59.500	6.690	59.500	48.000	73.000	57.000	62.000	0.372	0.484
		FCR	70.385	6.076	68.000	65.000	85.000	66.000	74.000	1.431	1.568
		FCU	94.538	20.415	99.000	61.000	125.000	83.000	107.000	-0.565	-0.701
	ND	BB	69.462	7.923	70.000	50.000	82.000	68.000	73.000	-1.112	2.398
		BR	73.231	11.107	68.000	59.000	91.000	66.000	83.000	0.551	-1.064
		BRD	64.231	9.418	63.000	51.000	86.000	59.000	67.000	1.013	1.258
		FCR	67.846	9.940	65.000	55.000	92.000	65.000	68.000	1.480	2.429
		FCU	83.692	17.646	73.000	64.000	112.000	71.000	103.000	0.539	-1.488

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 29. Wyniki obliczeń statystyki opisowej dla częstotliwości EMG przy maks. PSD (PKF) dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	D	BB	59.923	12.114	58.000	40.000	86.000	53.000	62.000	0.737	0.755
		BR	57.538	8.130	57.000	47.000	72.000	50.000	61.000	0.545	-0.712
		BRD	57.833	11.209	60.000	43.000	76.000	46.000	66.000	0.012	-1.338
		FCR	46.385	17.821	47.000	11.000	75.000	40.000	56.000	-0.617	0.423
	FCU	70.154	29.109	60.000	46.000	132.000	55.000	65.000	1.620	1.403	
	ND	BB	70.231	9.523	72.000	51.000	88.000	65.000	74.000	-0.297	0.616
		BR	54.538	18.397	59.000	14.000	82.000	50.000	67.000	-0.795	0.658
		BRD	60.000	7.427	60.000	41.000	72.000	59.000	65.000	-1.217	3.153
FCR		55.923	10.920	57.000	41.000	76.000	46.000	63.000	0.002	-0.748	
FCU	55.769	25.499	58.000	12.000	101.000	47.000	65.000	-0.071	0.164		
SND2	D	BB	63.077	11.280	67.000	41.000	77.000	54.000	72.000	-0.597	-0.711
		BR	66.615	10.013	68.000	47.000	82.000	64.000	70.000	-0.566	0.355
		BRD	45.692	18.531	46.000	12.000	69.000	39.000	59.000	-0.704	-0.102
		FCR	61.000	10.206	65.000	39.000	76.000	60.000	66.000	-1.162	1.123
	FCU	70.154	28.688	63.000	36.000	138.000	54.000	76.000	1.272	1.353	
	ND	BB	60.923	17.400	67.000	20.000	86.000	55.000	71.000	-1.238	1.663
		BR	59.846	11.859	64.000	31.000	73.000	52.000	68.000	-1.200	1.521
		BRD	51.615	21.770	59.000	12.000	75.000	56.000	63.000	-1.242	0.009
FCR		58.000	8.165	56.000	47.000	71.000	51.000	66.000	0.219	-1.565	
FCU	57.000	10.528	61.000	38.000	71.000	49.000	66.000	-0.384	-1.129		
DD3	D	BB	67.615	19.868	68.000	20.000	99.000	62.000	79.000	-0.881	1.934
		BR	58.077	7.994	61.000	44.000	69.000	52.000	63.000	-0.339	-1.106
		BRD	56.923	11.550	62.000	42.000	79.000	44.000	63.000	0.113	-0.710
		FCR	59.167	8.620	58.000	42.000	72.000	53.000	67.000	-0.350	-0.375
	FCU	77.077	17.081	70.000	57.000	111.000	68.000	79.000	1.153	0.180	
	ND	BB	66.154	7.978	66.000	50.000	85.000	62.000	70.000	0.484	2.791
		BR	64.000	5.745	65.000	54.000	70.000	63.000	69.000	-0.745	-0.746
		BRD	53.077	18.099	56.000	14.000	70.000	50.000	65.000	-1.434	1.351
FCR		50.231	19.753	55.000	14.000	70.000	42.000	66.000	-1.008	-0.295	
FCU	61.000	20.104	63.000	15.000	97.000	51.000	68.000	-0.525	1.699		
SDND4	D	BB	57.231	14.973	62.000	24.000	76.000	45.000	66.000	-1.005	0.492
		BR	62.692	10.641	64.000	46.000	76.000	55.000	70.000	-0.535	-1.142
		BRD	48.692	20.970	57.000	11.000	72.000	44.000	62.000	-0.986	-0.294
		FCR	62.333	7.706	63.000	50.000	75.000	59.000	68.000	-0.296	-0.652
	FCU	57.923	23.620	63.000	11.000	102.000	59.000	67.000	-0.829	1.878	
	ND	BB	66.667	7.040	65.000	58.000	77.000	60.000	72.000	0.392	-1.406
		BR	65.750	9.951	65.000	45.000	81.000	65.000	69.000	-0.636	0.780
		BRD	50.385	20.982	58.000	12.000	76.000	55.000	60.000	-1.177	0.006
FCR		61.917	9.473	63.000	44.000	73.000	59.000	68.000	-0.817	-0.259	
FCU	67.250	9.248	66.000	50.000	85.000	62.000	70.000	0.346	0.695		

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 29. Ciąg dalszy

Warunek	Kończyna	Mieścień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
DDND5	D	BB	66.385	7.489	67.000	57.000	80.000	61.000	69.000	0.576	-0.405
		BR	62.667	6.968	63.000	50.000	72.000	61.000	68.000	-0.642	-0.559
		BRD	63.083	10.935	64.000	37.000	82.000	62.000	65.000	-0.791	2.417
		FCR	51.538	20.119	58.000	11.000	76.000	50.000	62.000	-1.047	0.128
		FCU	60.615	36.793	64.000	10.000	115.000	18.000	83.000	-0.242	-1.203
	ND	BB	68.538	8.579	67.000	54.000	84.000	63.000	75.000	0.235	-0.642
		BR	62.538	9.413	63.000	50.000	85.000	58.000	67.000	0.829	1.649
		BRD	54.769	20.352	61.000	12.000	78.000	50.000	68.000	-1.431	1.346
		FCR	57.083	7.342	57.000	46.000	69.000	51.000	63.000	0.390	-0.819
		FCU	57.154	35.538	62.000	11.000	134.000	26.000	66.000	0.533	0.374
SD6	D	BB	68.667	5.297	68.667	61.000	80.000	64.000	73.000	0.606	0.189
		BR	62.385	11.303	64.000	35.000	77.000	58.000	70.000	-1.223	1.780
		BRD	59.538	10.129	56.000	47.000	78.000	52.000	66.000	0.798	-0.549
		FCR	45.615	22.359	51.000	11.000	89.000	37.000	53.000	-0.131	0.184
		FCU	61.077	27.330	63.000	11.000	113.000	53.000	69.000	-0.436	1.098
	ND	BB	60.846	12.681	64.000	36.000	75.000	56.000	70.000	-0.881	-0.380
		BR	66.750	10.305	68.000	43.000	82.000	64.000	73.000	-1.210	1.680
		BRD	61.750	8.633	64.000	39.000	73.000	58.000	67.000	-1.544	3.365
		FCR	63.667	9.223	65.000	36.000	73.000	63.667	69.000	-2.485	7.474
		FCU	65.231	20.405	68.000	26.000	112.000	58.000	73.000	0.209	2.366
DND7	D	BB	63.417	5.634	63.000	53.000	73.000	59.000	68.000	-0.072	-0.374
		BR	62.385	15.256	64.000	30.000	96.000	60.000	68.000	-0.048	2.458
		BRD	55.308	13.786	62.000	31.000	73.000	42.000	66.000	-0.504	-1.360
		FCR	61.667	5.778	63.000	47.000	68.000	60.000	65.000	-1.393	2.501
		FCU	67.000	13.058	66.000	46.000	97.000	60.000	71.000	0.919	1.490
	ND	BB	69.167	10.351	67.000	58.000	89.000	61.000	73.000	0.859	-0.492
		BR	63.250	7.084	63.250	45.000	72.000	60.000	68.000	-1.369	2.828
		BRD	62.692	9.232	62.000	44.000	81.000	58.000	66.000	0.179	1.223
		FCR	64.769	7.350	64.000	51.000	81.000	62.000	68.000	0.365	1.428
		FCU	68.385	11.064	62.000	57.000	90.000	60.000	76.000	0.837	-0.678
BW8	D	BB	63.000	5.831	64.000	50.000	71.000	60.000	66.000	-0.703	0.850
		BR	64.769	12.518	69.000	40.000	79.000	60.000	73.000	-0.995	0.214
		BRD	58.538	14.099	65.000	37.000	83.000	46.000	67.000	-0.052	-1.045
		FCR	58.167	6.914	58.167	46.000	71.000	54.000	61.000	0.144	-0.172
		FCU	69.250	9.266	69.250	54.000	84.000	65.000	73.000	-0.104	-0.689
	ND	BB	63.308	10.299	65.000	41.000	76.000	58.000	71.000	-0.802	0.238
		BR	68.000	4.262	68.000	60.000	75.000	66.000	71.000	-0.114	-0.222
		BRD	57.769	12.511	61.000	32.000	75.000	50.000	67.000	-0.673	-0.148
		FCR	56.769	14.060	62.000	27.000	75.000	44.000	65.000	-0.812	-0.021
		FCU	58.917	5.979	58.917	43.000	68.000	58.000	60.000	-1.303	4.088

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 30. Wyniki obliczeń statystyki opisowej średniej mocy widma sygnału EMG (MNP) dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	D	BB	26.763	20.240	26.763	3.653	73.036	13.619	36.145	1.016	0.809
		BR	6.746	5.597	4.895	0.889	19.146	2.519	10.752	1.083	0.430
		BRD	3.236	2.320	2.520	0.593	8.005	1.896	3.597	0.994	0.050
		FCR	2.693	1.601	2.330	0.367	5.857	1.664	3.211	0.742	-0.149
		FCU	1.507	1.698	1.043	0.082	6.652	0.712	1.507	2.628	7.869
	ND	BB	29.013	17.745	22.932	12.493	63.972	14.049	39.348	0.965	-0.447
		BR	6.023	4.478	5.133	0.954	14.443	2.346	8.650	0.707	-0.451
		BRD	3.602	3.161	2.385	0.675	11.072	1.079	5.463	1.165	1.006
		FCR	4.213	4.642	2.132	0.384	13.540	0.935	7.497	1.201	-0.013
		FCU	0.811	0.872	0.405	0.045	2.955	0.205	1.037	1.496	1.870
SND2	D	BB	36.258	18.708	36.258	7.895	61.667	24.806	52.423	-0.233	-1.363
		BR	12.043	10.148	11.322	3.315	39.602	5.261	13.094	1.918	4.099
		BRD	8.636	5.979	7.163	0.516	19.439	3.846	12.911	0.398	-1.127
		FCR	4.814	4.699	2.965	0.256	14.246	2.474	4.159	1.344	0.269
		FCU	2.049	2.146	1.209	0.077	8.221	1.066	2.049	2.299	5.828
	ND	BB	64.303	49.355	64.303	11.549	194.745	25.603	74.574	1.560	3.323
		BR	14.657	7.501	15.244	3.409	24.941	7.024	21.151	-0.077	-1.282
		BRD	18.121	17.473	11.834	2.111	61.978	5.148	26.784	1.430	2.067
		FCR	6.410	3.386	6.499	1.201	12.581	4.890	7.418	0.230	-0.328
		FCU	2.446	1.859	1.956	0.146	6.561	1.145	3.063	1.026	0.571
DD3	D	BB	60.006	46.293	55.947	6.200	174.926	28.092	74.782	1.254	2.097
		BR	18.274	13.271	12.401	2.465	40.273	7.528	27.668	0.429	-1.364
		BRD	8.459	8.127	7.558	1.088	29.599	1.912	10.251	1.598	2.954
		FCR	5.802	6.299	4.019	0.698	21.350	1.338	6.292	1.718	2.464
		FCU	5.341	5.421	2.430	0.147	14.754	1.807	8.071	0.972	-0.678
	ND	BB	91.977	68.211	89.523	20.040	270.383	38.370	105.883	1.578	3.226
		BR	18.518	12.867	18.094	2.555	42.397	7.438	26.755	0.351	-1.084
		BRD	9.886	8.792	9.886	0.641	27.095	2.155	16.700	0.605	-0.846
		FCR	4.424	2.090	4.424	0.973	8.884	2.759	5.666	0.385	0.455
		FCU	2.139	1.895	1.900	0.208	5.938	0.482	2.655	0.920	-0.128
SDND4	D	BB	123.700	96.880	105.251	22.746	311.932	59.745	123.700	1.110	0.143
		BR	35.023	37.849	18.042	5.578	138.199	15.540	35.023	2.163	4.453
		BRD	20.545	18.498	13.503	3.848	60.407	9.151	26.209	1.540	1.407
		FCR	14.385	13.470	9.803	1.103	48.274	4.798	18.457	1.657	2.576
		FCU	4.827	3.102	4.827	0.078	9.049	2.118	7.320	-0.072	-1.549
	ND	BB	119.516	122.464	77.673	22.912	472.705	41.842	119.516	2.287	5.848
		BR	23.241	15.124	17.084	3.505	47.601	14.905	36.902	0.302	-1.341
		BRD	23.708	34.426	9.295	1.514	116.324	6.506	23.048	2.230	4.330
		FCR	12.486	12.102	6.394	1.794	41.284	5.865	11.736	1.622	1.687
		FCU	2.782	2.755	1.827	0.192	10.158	1.075	3.203	1.903	3.748

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 30. Ciąg dalszy

Warunek	Kończyna	Mięsień	Średnia	Odch. Std	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
DDND5	D	BB	128.325	87.432	101.881	14.735	291.250	71.595	196.616	0.506	-0.911
		BR	44.567	35.585	39.905	4.006	112.912	15.293	74.234	0.680	-0.751
		BRD	29.908	26.048	21.149	2.484	90.811	9.675	47.102	1.095	0.931
		FCR	18.329	15.671	13.609	1.175	41.037	4.948	36.361	0.439	-1.653
		FCU	8.690	7.302	7.849	0.134	28.014	4.255	11.638	1.537	3.430
	ND	BB	154.494	150.044	81.292	20.782	511.311	50.181	262.082	1.307	1.132
		BR	31.805	17.711	31.136	11.145	63.161	14.965	39.063	0.700	-0.593
		BRD	19.309	16.750	15.775	1.329	54.861	6.053	23.399	1.176	0.774
		FCR	11.237	14.613	3.913	0.522	55.826	3.231	15.848	2.678	8.145
		FCU	4.066	3.372	2.996	0.420	9.983	1.156	7.141	0.629	-1.131
SD6	D	BB	76.540	62.298	54.373	7.836	224.238	38.713	76.540	1.477	1.580
		BR	22.609	13.233	20.078	5.217	52.768	11.921	31.140	0.914	0.724
		BRD	10.637	6.367	9.924	1.670	23.930	7.778	12.398	0.818	0.633
		FCR	9.572	8.073	9.572	0.648	27.127	1.900	12.534	0.859	0.215
		FCU	4.014	4.048	3.304	0.133	16.382	2.067	4.687	2.614	8.324
	ND	BB	58.493	53.672	51.054	6.272	212.915	19.599	76.355	2.080	5.882
		BR	18.556	15.346	11.543	3.060	50.218	6.719	22.492	1.055	-0.091
		BRD	5.641	4.992	4.451	0.692	19.663	2.563	7.009	1.974	5.009
		FCR	2.879	1.958	2.871	0.659	7.989	1.590	3.608	1.428	3.077
		FCU	1.356	1.684	1.109	0.062	6.642	0.469	1.356	2.923	9.592
DND7	D	BB	64.921	46.985	55.952	3.975	182.004	47.459	70.842	1.246	2.320
		BR	20.723	17.502	11.804	4.554	57.848	8.137	36.496	1.101	-0.112
		BRD	4.898	3.207	4.898	0.905	12.251	1.751	6.899	0.775	0.857
		FCR	4.091	2.819	3.836	0.138	9.232	2.098	4.834	0.720	-0.102
		FCU	1.512	0.725	1.642	0.158	2.418	1.020	1.987	-0.575	-0.669
	ND	BB	97.893	109.445	33.073	5.613	344.573	26.180	144.179	1.402	1.068
		BR	19.032	13.944	18.535	2.980	49.232	7.478	27.585	0.861	0.232
		BRD	14.994	15.813	9.164	1.027	50.045	1.117	22.536	1.117	0.398
		FCR	6.905	5.427	6.905	0.661	15.873	1.356	9.838	0.223	-1.345
		FCU	3.135	3.226	1.758	0.096	10.354	0.650	3.982	1.267	0.937
BW8	D	BB	35.192	25.977	28.829	5.281	89.016	22.598	40.221	1.052	0.374
		BR	8.387	4.361	8.495	1.950	17.397	5.605	10.188	0.402	0.018
		BRD	2.995	2.024	2.448	0.930	6.966	1.586	4.005	1.132	0.492
		FCR	2.795	1.712	2.730	0.323	5.380	1.212	4.476	0.070	-1.490
		FCU	1.117	0.779	1.050	0.116	2.948	0.738	1.279	1.300	1.778
	ND	BB	54.529	54.562	24.316	3.711	160.587	7.502	82.023	0.929	-0.416
		BR	9.604	5.044	7.957	2.272	17.654	6.400	13.016	0.227	-0.963
		BRD	4.913	3.873	4.685	0.623	11.910	1.634	8.884	0.520	-1.206
		FCR	2.665	2.152	2.393	0.665	8.349	1.043	2.665	1.732	3.292
		FCU	1.229	1.524	1.023	0.071	5.741	0.191	1.239	2.445	6.906

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysiłek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysiłek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysiłek wykonywany przez obie kończyny

Tabela 31. Wyniki obliczeń statystyki opisowej wyznaczonych M-modes
(synergii mięśniowych) dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek (Wysilek)	Zmienna	Średnia	Odch. Std.	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	M-mode 1	1.344	0.329	1.353	0.734	2.008	1.158	1.497	0.200	0.545
	M-mode 2	1.154	0.455	1.135	0.131	1.992	1.057	1.410	-0.555	1.614
SND2	M-mode 1	1.204	0.477	1.375	0.379	1.856	1.004	1.496	-0.451	-0.830
	M-mode 2	0.945	0.410	0.928	0.220	1.672	0.781	1.030	0.048	0.484
DD3	M-mode 1	1.337	0.470	1.278	0.517	2.165	1.070	1.588	0.159	-0.382
	M-mode 2	0.946	0.596	1.042	-0.342	1.698	0.665	1.402	-0.701	0.316
SDND4	M-mode 1	1.167	0.424	1.264	0.377	1.746	0.955	1.537	-0.452	-0.791
	M-mode 2	0.665	0.822	0.902	-1.131	1.300	0.608	1.239	-1.791	2.176
DDND5	M-mode 1	1.262	0.306	1.100	0.885	1.774	1.037	1.467	0.278	-1.489
	M-mode 2	1.131	0.266	1.134	0.482	1.508	1.019	1.261	-1.103	1.876
SD6	M-mode 1	1.364	0.482	1.408	0.391	1.906	1.191	1.685	-0.955	0.344
	M-mode 2	1.355	0.225	1.355	1.001	1.699	1.254	1.463	-0.107	-0.613
DND7	M-mode 1	1.398	0.500	1.565	0.594	2.090	0.940	1.775	-0.469	-1.122
	M-mode 2	0.578	1.000	0.965	-1.445	1.860	0.477	1.161	-1.126	0.261
BW8	M-mode 1	1.550	0.210	1.516	1.299	2.058	1.505	1.562	1.408	2.260
	M-mode 2	1.229	0.423	1.281	0.563	1.872	1.145	1.387	-0.252	-0.488

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku;

S-wysilek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysilek wykonywany w warunkach dynamicznych;

DND-wysilek wykonywany przez obie kończyny;

Tabela 32. Wyniki obliczeń statystyki opisowej zmienności pozytywnej (V_{UCM}), negatywnej (V_{ORT}) i wskaźnika synergii (ΔV_Z) dla każdego z badanych warunków pomiarowych

Warunek (Wysilek)	Zmienna	Średnia	Odch. Std.	Mediana	Min.	Maks.	Kwartył dolny	Kwartył górny	Skośność	Kurtoza
BW1	V_{UCMF}	0.272	0.102	0.270	0.080	0.486	0.206	0.338	0.296	0.893
	V_{ORTF}	0.292	0.158	0.222	0.118	0.678	0.183	0.397	1.286	1.583
	ΔV_{ZF}	0.282	0.292	0.170	-0.079	0.867	0.069	0.501	0.721	-0.544
	V_{UCMEMG}	0.668	0.545	0.460	0.166	1.781	0.301	1.057	1.205	0.217
	V_{ORTEMG}	0.334	0.144	0.334	0.062	0.563	0.287	0.423	-0.299	0.212
	ΔV_{ZEMG}	0.160	0.418	0.054	-0.386	0.959	-0.151	0.380	0.678	-0.476
SND2	V_{UCMF}	0.683	0.386	0.521	0.203	1.386	0.394	0.967	0.446	-1.055
	V_{ORTF}	0.193	0.063	0.175	0.111	0.290	0.146	0.236	0.461	-1.126
	ΔV_{ZF}	0.631	0.287	0.623	-0.016	1.037	0.569	0.808	-0.996	1.015
	V_{UCMEMG}	0.470	0.362	0.286	0.117	1.350	0.201	0.718	1.223	1.458
	V_{ORTEMG}	0.370	0.207	0.376	0.125	0.701	0.199	0.595	0.374	-1.520
	ΔV_{ZEMG}	0.057	0.419	0.181	-0.637	0.492	-0.140	0.415	-0.691	-1.034
DD3	V_{UCMF}	1.372	0.908	0.967	0.094	2.526	0.732	2.256	0.143	-1.753
	V_{ORTF}	0.173	0.083	0.173	0.063	0.343	0.114	0.209	0.613	-0.048
	ΔV_{ZF}	1.079	0.264	1.018	0.694	1.571	0.936	1.278	0.353	-0.687
	V_{UCMEMG}	0.653	0.423	0.603	0.115	1.349	0.330	0.865	0.582	-0.842
	V_{ORTEMG}	0.365	0.165	0.325	0.170	0.631	0.231	0.515	0.456	-1.322
	ΔV_{ZEMG}	0.170	0.408	0.178	-0.483	0.904	-0.186	0.482	0.004	-0.753
SDND4	V_{UCMF}	0.415	0.364	0.251	0.071	1.259	0.191	0.548	1.371	1.128
	V_{ORTF}	0.131	0.057	0.127	0.053	0.242	0.098	0.143	0.974	0.698
	ΔV_{ZF}	0.506	0.396	0.412	-0.156	1.137	0.249	0.825	0.351	-0.690
	V_{UCMEMG}	0.446	0.246	0.371	0.156	0.870	0.298	0.578	0.766	-0.644
	V_{ORTEMG}	0.440	0.215	0.434	0.107	0.961	0.325	0.551	0.818	2.194
	ΔV_{ZEMG}	-0.013	0.265	-0.063	-0.456	0.425	-0.224	0.175	0.037	-0.942
DDND5	V_{UCMF}	0.518	0.222	0.476	0.184	0.909	0.372	0.661	0.331	-0.705
	V_{ORTF}	0.172	0.114	0.138	0.052	0.439	0.105	0.193	1.522	1.874
	ΔV_{ZF}	0.624	0.311	0.612	0.278	1.082	0.329	0.819	0.470	-1.335
	V_{UCMEMG}	0.481	0.225	0.449	0.105	0.830	0.311	0.680	0.099	-1.012
	V_{ORTEMG}	0.565	0.348	0.415	0.217	1.272	0.323	0.689	1.114	0.296
	ΔV_{ZEMG}	-0.105	0.186	-0.070	-0.397	0.170	-0.223	0.058	-0.269	-1.091
SD6	V_{UCMF}	1.214	1.073	0.795	0.309	3.803	0.722	1.214	1.949	2.825
	V_{ORTF}	0.175	0.069	0.174	0.096	0.304	0.120	0.205	0.718	-0.635
	ΔV_{ZF}	0.964	0.391	0.882	0.321	1.661	0.724	1.142	0.363	-0.429
	V_{UCMEMG}	0.640	0.320	0.562	0.292	1.220	0.384	0.717	0.890	-0.556
	V_{ORTEMG}	0.399	0.169	0.374	0.190	0.736	0.280	0.530	0.672	-0.409
	ΔV_{ZEMG}	0.197	0.443	0.239	-0.368	0.946	-0.150	0.321	0.432	-0.602
DND7	V_{UCMF}	0.641	0.318	0.579	0.195	1.362	0.517	0.753	0.752	0.978
	V_{ORTF}	0.134	0.061	0.109	0.073	0.247	0.081	0.156	0.895	-0.418
	ΔV_{ZF}	0.900	0.282	0.951	0.416	1.450	0.757	1.050	-0.029	0.045
	V_{UCMEMG}	0.585	0.281	0.585	0.172	0.997	0.400	0.864	-0.047	-1.348
	V_{ORTEMG}	0.431	0.247	0.348	0.133	0.841	0.240	0.663	0.573	-1.225
	ΔV_{ZEMG}	0.215	0.314	0.189	-0.261	0.648	0.049	0.448	-0.276	-1.191
BW8	V_{UCMF}	0.356	0.257	0.249	0.084	0.861	0.182	0.429	1.036	-0.138
	V_{ORTF}	0.094	0.042	0.074	0.052	0.179	0.068	0.125	1.027	-0.219
	ΔV_{ZF}	0.664	0.331	0.583	0.246	1.170	0.465	0.880	0.355	-1.181
	V_{UCMEMG}	0.355	0.185	0.301	0.139	0.775	0.229	0.454	0.990	0.729
	V_{ORTEMG}	0.306	0.178	0.285	0.101	0.670	0.169	0.332	0.966	0.211
	ΔV_{ZEMG}	0.081	0.261	0.106	-0.272	0.585	-0.127	0.252	0.423	-0.678

D-kończyna dominująca; *ND*-kończyna niedominująca; *BW*-warunek bez wykonywanego wysiłku; *S*-wysilek wykonywany w warunkach statycznych; *D*-wysilek wykonywany w warunkach dynamicznych; *DND*-wysilek wykonywany przez obie kończyny;

Załącznik nr 10: Wyniki analizy rzetelności dla przyjętej procedury badawczej w III etapie badań (w badaniach właściwych)

Tabela 33. Wyniki analizy rzetelności stosowania analizy UCM dla warunku: 15% testu MVF

Zmienna	Współczynnik korelacji	95% CI		Test F			Poziom istotności	SEM	MDD
		Dolna Granica	Górna Granica	F	df1	df2			
VUCM									
3 powt.	.860	.729	.992	.019	1	14	.893	4.806	13.323
4 powt.	.928	.858	.998	.366	2	28	.697	3.107	8.612
5 powt.	.935	.872	.999	.489	3	42	.692	2.663	7.380
6 powt.	.928	.858	.998	.357	4	56	.838	2.589	7.175
7 powt.	.926	.853	.998	.323	5	70	.898	2.469	6.844
8 powt.	.927	.855	.998	.296	6	84	.937	2.327	6.451
9 powt.	.928	.859	.998	.261	7	98	.967	2.205	6.112
10 powt.	.933	.868	.999	.245	8	112	.981	2.059	5.708
11 powt.	.934	.870	.999	.264	9	126	.983	1.990	5.517
12 powt.	.933	.867	.999	.347	10	140	.966	1.990	5.515
13 powt.	.935	.872	.999	.461	11	154	.924	1.934	5.362
14 powt.	.939	.879	.999	.581	12	168	.855	1.867	5.175
15 powt.	.943	.887	.999	.677	13	182	.784	1.801	4.991
16 powt.	.946	.892	.999	.733	14	196	.740	1.753	4.858
17 powt.	.949	.899	.999	.769	15	210	.711	1.702	4.718
18 powt.	.953	.906	.999	.794	16	224	.692	1.642	4.552
19 powt.	.956	.912	1.000	.823	17	238	.666	1.589	4.403
20 powt.	.959	.918	1.000	.843	18	252	.649	1.538	4.264
21 powt.	.961	.923	1.000	.891	19	266	.594	1.503	4.167
22 powt.	.963	.926	1.000	.953	20	280	.520	1.499	4.154
23 powt.	.964	.929	1.000	.993	21	294	.471	1.488	4.125
24 powt.	.966	.932	1.000	1.020	22	308	.439	1.468	4.068
25 powt.	.967	.934	1.000	1.102	23	322	.341	1.463	4.054
26 powt.	.968	.936	1.000	1.155	24	336	.282	1.447	4.011
27 powt.	.969	.938	1.000	1.216	25	350	.220	1.438	3.986
28 powt.	.970	.940	1.000	1.247	26	364	.191	1.424	3.948
29 powt.	.971	.942	1.000	1.282	27	378	.161	1.406	3.896
30 powt.	.972	.944	1.000	1.317	28	392	.133	1.392	3.857
VORT									
3 powt.	.905	.813	.997	1.838	1	14	.197	1.078	2.989
4 powt.	.917	.837	.998	2.647	2	28	.089	.880	2.440
5 powt.	.926	.854	.998	2.926	3	42	.045	.756	2.094
6 powt.	.928	.857	.998	3.142	4	56	.021	.690	1.912
7 powt.	.928	.859	.998	3.469	5	70	.007	.642	1.778
8 powt.	.932	.865	.998	3.721	6	84	.002	.591	1.638
9 powt.	.935	.872	.999	3.988	7	98	.001	.548	1.519
10 powt.	.939	.880	.999	4.208	8	112	.000	.510	1.413
11 powt.	.942	.886	.999	4.378	9	126	.000	.478	1.326
12 powt.	.945	.891	.999	4.512	10	140	.000	.450	1.248
13 powt.	.948	.897	.999	4.622	11	154	.000	.425	1.177
14 powt.	.950	.901	.999	4.725	12	168	.000	.403	1.118
15 powt.	.952	.905	.999	4.758	13	182	.000	.385	1.068

ICC= Współczynnik Korelacji Wewnątrzklasowej ICC; df=stopnie swobody;
SEM= Standardowy Błąd Pomiarowy; MDD= Minimalna Różnica Pomiarowa; CI= Przedział Ufności;

Tabela 33. Ciąg dalszy

Zmienna	Współczynnik korelacji	95% CI		Test F				SEM	MDD
		Dolna Granica	Górna Granica	F	df1	df2	Poziom istotności		
V_{ORT}									
16 powt.	.953	.907	0.999	4.785	14	196	.000	.370	1.025
17 powt.	.955	.910	1.000	4.823	15	210	.000	.356	.987
18 powt.	.956	.913	1.000	4.859	16	224	.000	.343	.950
19 powt.	.957	.915	1.000	4.898	17	238	.000	.331	.916
20 powt.	.958	.917	1.000	4.948	18	252	.000	.320	.886
21 powt.	.959	.919	1.000	5.010	19	266	.000	.310	.859
22 powt.	.960	.921	1.000	5.067	20	280	.000	.301	.833
23 powt.	.961	.922	1.000	5.119	21	294	.000	.292	.810
24 powt.	.962	.924	1.000	5.177	22	308	.000	.284	.788
25 powt.	.962	.925	1.000	5.229	23	322	.000	.277	.768
26 powt.	.963	.926	1.000	5.275	24	336	.000	.270	.749
27 powt.	.964	.928	1.000	5.317	25	350	.000	.263	.730
28 powt.	.964	.929	1.000	5.354	26	364	.000	.257	.712
29 powt.	.965	.931	1.000	5.384	27	378	.000	.251	.694
30 powt.	.966	.932	1.000	5.397	28	392	.000	.245	.678
ΔV_z									
3 powt.	.932	.864	.998	.267	1	14	.614	.516	1.433
4 powt.	.948	.883	.999	.169	2	28	.846	.426	1.180
5 powt.	.935	.874	.999	.176	3	42	.955	.399	1.149
6 powt.	.937	.876	.999	.994	4	56	.982	.358	.993
7 powt.	.943	.887	.999	.137	5	7	.992	.321	.887
8 powt.	.947	.894	.999	.163	6	84	.995	.292	.814
9 powt.	.959	.924	.999	.174	7	98	.990	.269	.744
10 powt.	.955	.917	1.000	.241	8	112	.983	.247	.684
11 powt.	.957	.915	1.000	.320	9	126	.967	.232	.644
12 powt.	.960	.921	1.000	.413	10	14	.940	.218	.650
13 powt.	.962	.925	1.000	.593	11	154	.895	.258	.575
14 powt.	.964	.929	1.000	.696	12	168	.832	.195	.542
15 powt.	.966	.933	1.000	.638	13	182	.823	.187	.517
16 powt.	.967	.935	1.000	.656	14	196	.814	.179	.496
17 powt.	.969	.938	1.000	.677	15	21	.868	.171	.474
18 powt.	.972	.945	1.000	.676	16	224	.816	.165	.456
19 powt.	.971	.943	1.000	.689	17	238	.825	.158	.439
20 powt.	.973	.946	1.000	.699	18	252	.820	.152	.422
21 powt.	.974	.948	1.000	.734	19	266	.782	.146	.459
22 powt.	.975	.958	1.000	.768	20	28	.752	.142	.391
23 powt.	.977	.953	1.000	.797	21	294	.724	.136	.377
24 powt.	.978	.955	1.000	.835	22	308	.681	.132	.365
25 powt.	.978	.957	1.000	.912	23	322	.582	.128	.354
26 powt.	.979	.959	1.000	.985	24	336	.485	.124	.344
27 powt.	.980	.960	1.000	1.056	25	350	.392	.121	.335
28 powt.	.981	.962	1.000	1.115	26	364	.320	.118	.326
29 powt.	.982	.963	1.000	1.171	27	378	.257	.114	.317
30 powt.	.982	.964	1.000	1.220	28	392	.207	.111	.308

ICC= Współczynnik Korelacji Wewnątrzklasowej ICC; **df**=stopnie swobody;**SEM**= Standardowy Błąd Pomiarowy; **MDD**= Minimalna Różnica Pomiarowa; **CI**= Przedział Ufności;

Tabela 34. Wyniki analizy rzetelności stosowania analizy UCM dla warunku: 30% testu MVF

Zmienna	Współczynnik korelacji	95% CI		Test F				SEM	MDD
		Dolna Granica	Górna Granica	F	df1	df2	Poziom istotności		
V_{UCM}									
3 powt.	.840	.691	.989	.167	1	14	.689	.734	2.036
4 powt.	.500	.120	.879	1.472	2	28	.247	1.765	4.893
5 powt.	.635	.333	.937	1.297	3	42	.288	6.590	18.267
6 powt.	.792	.604	.981	1.377	4	56	.254	6.701	18.574
7 powt.	.875	.757	.994	1.545	5	70	.187	5.609	15.548
8 powt.	.916	.835	.997	1.684	6	84	.135	4.727	13.103
9 powt.	.932	.866	.999	1.977	7	98	.066	4.296	11.908
10 powt.	.944	.889	.999	2.102	8	112	.041	3.882	10.761
11 powt.	.953	.906	.999	2.134	9	126	.031	3.521	9.760
12 powt.	.959	.919	1.000	2.131	10	140	.026	3.220	8.925
13 powt.	.964	.928	1.000	2.118	11	154	.022	2.972	8.237
14 powt.	.968	.935	1.000	2.095	12	168	.020	2.768	7.672
15 powt.	.971	.942	1.000	2.090	13	182	.017	2.573	7.131
16 powt.	.974	.948	1.000	2.069	14	196	.015	2.408	6.674
17 powt.	.976	.952	1.000	2.054	15	210	.013	2.260	6.266
18 powt.	.978	.956	1.000	2.029	16	224	0.012	2.136	5.920
19 powt.	.980	.959	1.000	1.999	17	238	.012	2.031	5.631
20 powt.	.981	.961	1.000	1.963	18	252	.012	1.942	5.383
21 powt.	.982	.963	1.000	1.921	19	266	.013	1.864	5.167
22 powt.	.982	.965	1.000	1.875	20	280	.014	1.795	4.975
23 powt.	.983	.966	1.000	1.829	21	294	.016	1.733	4.802
24 powt.	.984	.967	1.000	1.783	22	308	.018	1.677	4.647
25 powt.	.984	.968	1.000	1.737	23	322	.020	1.628	4.512
26 powt.	.985	.969	1.000	1.693	24	336	.024	1.583	4.387
27 powt.	.985	.970	1.000	1.651	25	350	.027	1.541	4.272
28 powt.	.985	.971	1.000	1.612	26	364	.031	1.503	4.165
29 powt.	.986	.971	1.000	1.577	27	378	.036	1.467	4.065
30 powt.	.986	.972	1.000	1.545	28	392	.040	1.432	3.970
V_{ORT}									
3 powt.	.854	.718	.991	4.035	1	14	.064	.642	1.781
4 powt.	.880	.766	.994	5.084	2	28	.013	.514	1.424
5 powt.	.895	.794	.996	5.600	3	42	.003	.440	1.219
6 powt.	.901	.806	.996	6.194	4	56	.000	.395	1.096
7 powt.	.910	.824	.997	6.493	5	70	.000	.354	.981
8 powt.	.915	.833	.997	6.474	6	84	.000	.325	.902
9 powt.	.919	.839	.998	6.229	7	98	.000	.303	.841
10 powt.	.921	.845	.998	6.111	8	112	.000	.285	.790
11 powt.	.924	.850	.998	5.910	9	126	.000	.270	.747
12 powt.	.926	.854	.998	5.736	10	140	.000	.256	.710
13 powt.	.928	.858	.998	5.647	11	154	.000	.244	.677
14 powt.	.931	.864	.998	5.555	12	168	.000	.232	.643
15 powt.	.934	.870	.999	5.394	13	182	.000	.221	.614

ICC= Współczynnik Korelacji Wewnątrzklasowej ICC; **df**=stopnie swobody;
SEM= Standardowy Błąd Pomiarowy; **MDD**= Minimalna Różnica Pomiarowa; **CI**= Przedział Ufności;

Tabela 34. Ciąg dalszy

Zmienna	Współczynnik korelacji	95% CI		Test F			SEM	MDD	
		Dolna Granica	Górna Granica	F	df1	df2			Poziom istotności
V_{ORT}									
16 powt.	.937	.876	.999	5.321	14	196	.000	.211	.584
17 powt.	.939	.880	.999	5.014	15	210	.000	.204	.565
18 powt.	.941	.884	.999	4.800	16	224	.000	.196	.545
19 powt.	.943	.888	.999	4.605	17	238	.000	.190	.526
20 powt.	.945	.892	.999	4.465	18	252	.000	.183	.508
21 powt.	.948	.896	.999	4.348	19	266	.000	.177	.490
22 powt.	.950	.900	.999	4.231	20	280	.000	.171	.473
23 powt.	.952	.904	.999	4.133	21	294	.000	.165	.456
24 powt.	.954	.908	.999	4.043	22	308	.000	.159	.440
25 powt.	.955	.911	1.000	3.965	23	322	.000	.154	.426
26 powt.	.957	.914	1.000	3.897	24	336	.000	.149	.412
27 powt.	.958	.917	1.000	3.837	25	350	.000	.144	.400
28 powt.	.960	.920	1.000	3.786	26	364	.000	.140	.388
29 powt.	.961	.922	1.000	3.738	27	378	.000	.136	.377
30 powt.	.962	.925	1.000	3.699	28	392	.000	.132	.366
ΔV_Z									
3 powt.	.897	.797	.996	1.247	1	14	.283	.277	.768
4 powt.	.796	.610	.981	3.157	2	28	.058	.384	1.065
5 powt.	.815	.645	.985	5.312	3	42	.003	.357	.989
6 powt.	.814	.643	.985	6.714	4	56	.000	.349	.967
7 powt.	.801	.620	.982	7.982	5	70	.000	.354	.982
8 powt.	.812	.640	.984	8.856	6	84	.000	.338	.936
9 powt.	.822	.658	.986	9.989	7	98	.000	.325	.901
10 powt.	.837	.685	.988	10.780	8	112	.000	.307	.852
11 powt.	.852	.713	.991	11.108	9	126	.000	.289	.800
12 powt.	.869	.744	.993	11.446	10	140	.000	.268	.744
13 powt.	.884	.773	.995	11.907	11	154	.000	.250	.692
14 powt.	.898	.799	.996	12.311	12	168	.000	.232	.642
15 powt.	.910	.823	.997	12.532	13	182	.000	.215	.597
16 powt.	.921	.844	.998	12.749	14	196	.000	.201	.556
17 powt.	.930	.861	.998	12.635	15	210	.000	.188	.520
18 powt.	.937	.876	.999	12.607	16	224	.000	.176	.489
19 powt.	.944	.888	.999	12.546	17	238	.000	.167	.462
20 powt.	.949	.898	.999	12.534	18	252	.000	.158	.439
21 powt.	.953	.907	.999	12.519	19	266	.000	.150	.417
22 powt.	.957	.915	1.000	12.419	20	280	.000	.143	.397
23 powt.	.961	.922	1.000	12.294	21	294	.000	.136	.378
24 powt.	.964	.928	1.000	12.209	22	308	.000	.130	.360
25 powt.	.967	.934	1.000	12.160	23	322	.000	.124	.344
26 powt.	.969	.938	1.000	12.130	24	336	.000	.119	.329
27 powt.	.971	.942	1.000	12.099	25	350	.000	.114	.316
28 powt.	.973	.946	1.000	12.070	26	364	.000	.109	.303
29 powt.	.975	.949	1.000	12.025	27	378	.000	.105	.292
30 powt.	.976	.953	1.000	11.974	28	392	.000	.101	.281

ICC= Współczynnik Korelacji Wewnętrzklasowej ICC; df=stopnie swobody;

SEM= Standardowy Błąd Pomiarowy; MDD= Minimalna Różnica Pomiarowa; CI= Przedział Ufności;

Tabela 35. Wyniki analizy rzetelności stosowania analizy UCM dla warunku: 50% testu MVF

Zmienna	Współczynnik korelacji	95% CI		Test F				SEM	MDD
		Dolna Granica	Górna Granica	F	df1	df2	Poziom istotności		
V_{UCM}									
3 powt.	.410	.000	.831	3.706	1	14	.075	2.748	7.617
4 powt.	.735	.503	.968	3.310	2	28	.051	1.859	5.152
5 powt.	.843	.697	.989	3.035	3	42	.040	1.349	3.739
6 powt.	.858	.725	.992	2.312	4	56	.069	1.740	4.822
7 powt.	.907	.816	.997	2.680	5	70	.028	1.510	4.186
8 powt.	.925	.851	.998	4.284	6	84	.001	1.403	3.888
9 powt.	.938	.877	.999	5.301	7	98	.000	1.365	3.784
10 powt.	.950	.900	.999	5.943	8	112	.000	1.267	3.513
11 powt.	.958	.916	1.000	6.270	9	126	.000	1.206	3.342
12 powt.	.964	.928	1.000	6.541	10	140	.000	1.131	3.135
13 powt.	.969	.937	1.000	6.602	11	154	.000	1.057	2.929
14 powt.	.973	.945	1.000	6.660	12	168	.000	.984	2.727
15 powt.	.976	.952	1.000	6.665	13	182	.000	.919	2.547
16 powt.	.975	.951	1.000	5.835	14	196	.000	1.008	2.795
17 powt.	.975	.949	1.000	5.115	15	210	.000	1.120	3.105
18 powt.	.975	.949	1.000	4.606	16	224	.000	1.213	3.362
19 powt.	.976	.952	1.000	4.521	17	238	.000	1.246	3.453
20 powt.	.978	.955	1.000	4.513	18	252	.000	1.252	3.472
21 powt.	.980	.959	1.000	4.511	19	266	.000	1.238	3.432
22 powt.	.981	.962	1.000	4.641	20	280	.000	1.222	3.388
23 powt.	.983	.965	1.000	4.754	21	294	.000	1.198	3.321
24 powt.	.984	.968	1.000	4.848	22	308	.000	1.169	3.239
25 powt.	.985	.970	1.000	4.943	23	322	.000	1.141	3.163
26 powt.	.986	.972	1.000	5.040	24	336	.000	1.115	3.092
27 powt.	.987	.974	1.000	5.111	25	350	.000	1.087	3.013
28 powt.	.988	.975	1.000	5.133	26	364	.000	1.071	2.968
29 powt.	.988	.977	1.000	5.163	27	378	.000	1.050	2.910
30 powt.	.989	.978	1.000	5.191	28	392	.000	1.025	2.842
V_{ORT}									
3 powt.	.867	.741	.993	.008	1	14	.930	1.391	3.854
4 powt.	.895	.795	.996	.160	2	28	.853	1.091	3.024
5 powt.	.910	.823	.997	.354	3	42	.787	.920	2.549
6 powt.	.918	.839	.998	.596	4	56	.667	.808	2.240
7 powt.	.925	.852	.998	.809	5	70	.547	.722	2.002
8 powt.	.931	.863	.998	.973	6	84	.448	.656	1.820
9 powt.	.934	.870	.999	1.135	7	98	.347	.607	1.684
10 powt.	.937	.875	.999	1.249	8	112	.277	.568	1.575
11 powt.	.939	.879	.999	1.349	9	126	.218	.534	1.481
12 powt.	.941	.884	.999	1.428	10	140	.174	.504	1.396
13 powt.	.943	.887	.999	1.472	11	154	.147	.479	1.328
14 powt.	.944	.890	.999	1.531	12	168	.117	.457	1.267
15 powt.	.946	.892	.999	1.577	13	182	.095	.438	1.214

ICC= Współczynnik Korelacji Wewnątrzklasowej ICC; **df**=stopnie swobody;
SEM= Standardowy Błąd Pomiarowy; **MDD**= Minimalna Różnica Pomiarowa; **CI**= Przedział Ufności;

Tabela 35. Ciąg dalszy

Zmienna	Współczynnik korelacji	95% CI		Test F				SEM	MDD
		Dolna Granica	Górna Granica	F	df1	df2	Poziom istotności		
V_{ORT}									
16 powt.	.946	.894	.999	1.621	14	196	.076	.421	1.168
17 powt.	.947	.896	.999	1.664	15	210	.060	.406	1.126
18 powt.	.948	.897	.999	1.703	16	224	.047	.393	1.088
19 powt.	.949	.899	.999	1.742	17	238	.037	.380	1.053
20 powt.	.950	.900	.999	1.780	18	252	.028	.368	1.021
21 powt.	.950	.902	.999	1.804	19	266	.022	.358	.992
22 powt.	.951	.903	.999	1.832	20	280	.017	.347	.963
23 powt.	.952	.905	.999	1.853	21	294	.014	.337	.935
24 powt.	.953	.907	.999	1.876	22	308	.011	.327	.908
25 powt.	.954	.909	.999	1.895	23	322	.009	.318	.882
26 powt.	.955	.911	1.000	1.910	24	336	.007	.310	.858
27 powt.	.956	.912	1.000	1.926	25	350	.006	.301	.835
28 powt.	.957	.914	1.000	1.938	26	364	.004	.294	.814
29 powt.	.958	.916	1.000	1.937	27	378	.004	.287	.794
30 powt.	.958	.917	1.000	1.921	28	392	.004	.281	.778
ΔV_Z									
3 powt.	.432	.021	.844	1.705	1	14	.213	1.495	4.145
4 powt.	.719	.474	.963	1.764	2	28	.190	.944	2.618
5 powt.	.806	.629	.983	2.064	3	42	.119	.714	1.978
6 powt.	.846	.702	.990	2.534	4	56	.050	.596	1.651
7 powt.	.860	.729	.992	3.162	5	70	.012	.534	1.480
8 powt.	.867	.741	.993	4.169	6	84	.001	.498	1.381
9 powt.	.877	.760	.994	4.859	7	98	.000	.461	1.277
10 powt.	.884	.773	.995	5.188	8	112	.000	.429	1.189
11 powt.	.891	.787	.995	5.439	9	126	.000	.400	1.110
12 powt.	.898	.800	.996	5.601	10	140	.000	.375	1.040
13 powt.	.903	.810	.996	5.636	11	154	.000	.354	.981
14 powt.	.908	.819	.997	5.692	12	168	.000	.334	.927
15 powt.	.913	.828	.997	5.709	13	182	.000	.317	.878
16 powt.	.917	.837	.998	5.813	14	196	.000	.302	.836
17 powt.	.921	.845	.998	5.943	15	210	.000	.288	.798
18 powt.	.925	.851	.998	6.050	16	224	.000	.276	.765
19 powt.	.928	.857	.998	6.178	17	238	.000	.266	.737
20 powt.	.930	.863	.998	6.319	18	252	.000	.256	.710
21 powt.	.933	.868	.999	6.407	19	266	.000	.247	.684
22 powt.	.936	.873	.999	6.527	20	280	.000	.239	.662
23 powt.	.938	.877	.999	6.618	21	294	.000	.231	.641
24 powt.	.940	.882	.999	6.700	22	308	.000	.224	.621
25 powt.	.942	.886	.999	6.770	23	322	.000	.217	.603
26 powt.	.944	.889	.999	6.822	24	336	.000	.211	.585
27 powt.	.946	.893	.999	6.865	25	350	.000	.205	.569
28 powt.	.948	.897	.999	6.894	26	364	.000	.200	.553
29 powt.	.950	.900	.999	6.902	27	378	.000	.194	.538
30 powt.	.952	.904	.999	6.896	28	392	.000	.189	.523

ICC= Współczynnik Korelacji Wewnętrzklasowej ICC; **df**=stopnie swobody;
SEM= Standardowy Błąd Pomiarowy; **MDD**= Minimalna Różnica Pomiarowa; **CI**= Przedział Ufności;

Załącznik nr 11: Szczegółowe wyniki przeprowadzonych analiz

W niniejszym załączniku zaprezentowano szczegółowe wyniki każdej z przeprowadzonych w pracy analiz statystycznych. Wyniki przedstawiono zgodnie z kolejnością ich omówienia w rozdziale czwartym. Ponadto dla każdej z analiz, sprawdzono ich założenia oraz obliczono wielkość efektu.

ANALIZA SUBIEKTYWNEJ OCENY CIĘŻKOŚCI WYKONANEGO WYSILKU

Tabela 36.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku z wykorzystaniem testu Shapiro –Wilka

Zmienna	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8	
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p
Borg_O	.875	.061	.875	.061	.939	.440	.927	.313	.931	.350	.922	.263	.948	.576	.875	.061
Borg_R	.896	.117	.896	.117	.846	.025	.923	.278	.867	.060	.929	.334	.888	.092	.896	.117

Tabela 36.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzаныmi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku

Zmienna	ANOVA		ANOVA 2x3	
	F	p	F	p
Borg_O	5.448	.000	.039	.999
Borg_R	8.352	.000	1.646	.159

Tabela 36.3. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O)

Zmienna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BW1	1.500	19.500	.988	.244			
SND2	5.038	65.500	5.231	1.691			
DD3	4.462	58.000	4.462	1.561			
SDND4	6.385	83.000	6.154	1.676			
DDND5	5.769	75.000	5.462	1.561			
SD6	6.269	81.500	5.846	1.676			
DND7	5.077	66.000	4.923	1.498			
BW8	1.500	19.500	.988	.244			

Tabela 36.4. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 39.015 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BW1	---	46	38.5	63.5	55.5	62	46.5	0
SND2	46	---	7.5	17.5	9.5	16	0.5	46
DD3	38.5	7.5	---	25	17	23.5	8	38.5
SDND4	63.5	17.5	25	---	8	1.5	17	63.5
DDND5	55.5	9.5	17	8	---	6.5	9	55.5
SD6	62	16	23.5	1.5	6.5	---	15.5	62
DND7	46.5	0.5	8	17	9	15.5	---	46.5
BW8	0	46	38.5	63.5	55.5	62	46.5	---

Tabela 36.5. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku ramion (Borg_R)

Zmienna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BW1	1.500	19.500	.988	.244	59.672	p<0.000	W=0.656
SND2	5.846	76.000	7.000	1.683			
DD3	5.308	69.000	6.462	.877			
SDND4	5.769	75.000	7.000	1.291			
DDND5	5.769	75.000	6.769	1.301			
SD6	5.923	77.000	7.154	1.281			
DND7	4.385	57.000	6.000	1.581			
BW8	1.500	19.500	.988	.244			

Tabela 36.6. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na subiektywną ocenę ciężkości wysiłku ramion (Borg_R)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 39.015 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BW1	---	56.5	49.5	55.5	55.5	57.5	37.5	0
SND2	56.5	---	7	1	1	1	19	56.5
DD3	49.5	7	---	6	6	8	12	49.5
SDND4	55.5	1	6	---	0	2	18	55.5
DDND5	55.5	1	6	0	---	2	18	55.5
SD6	57.5	1	8	2	2	---	20	57.5
DND7	37.5	19	12	18	18	20	---	37.5
BW8	0	56.5	49.5	55.5	55.5	57.5	37.5	---

Tabela 36.7. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O) i ramion (Borg_R)

Efekt dla Czynnika	ANOVA					Wielkość Efektu	Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p		W	p	Dost. df1	Dost. df1	Dost. p
Borg_O											
Typ Wysiłku	12.321	1	12.321	5.720	.034	$\omega^2 = .252$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	8.385	2	4.192	2.773	.083	$\omega^2 = .116$.553	.038	1.382	16.585	.105
Typ Wysiłku*Kończyna	3.872	2	1.936	1.240	.307	$\omega^2 = .017$.901	.564	---	---	---
Borg_R											
Typ Wysiłku	8.013	1	8.013	3.823	.074	$\omega^2 = .168$	1.000	--	---	---	---
Kończyna	2.154	2	1.077	1.220	.313	$\omega^2 = .016$.802	.297	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	1.949	2	.974	.854	.438	$\omega^2 = .011$.912	.601	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	8.013	1	8.013	3.823	.074	$\omega^2 = .168$	1.000	--	---	---	---

Tabela 36.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O)

Warunek	SDND4	SD6	SND2	DDND5	DD3	DND7
SDND4	---	1.000	1.000	1.000	.031	.287
SD6	1.000	---	1.000	1.000	.140	1.000
SND2	1.000	1.000	---	1.000	1.000	1.000
DDND5	1.000	1.000	1.000	---	.786	1.000
DD3	.031	.140	1.000	.786	---	1.000
DND7	.287	1.000	1.000	1.000	1.000	---

Tabela 36.9. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanimi pomiarami dla czynnika wysiłek dla subiektywnej oceny ciężkości wysiłku całego ciała (Borg_O)

	Wysiłek	Statyczny	Dynamiczny
Statyczny		---	.034
Dynamiczny	.034		---

ANALIZA DLA GENEROWANYCH SIŁ PRZEZ KOŃCZYNY**Tabela 37.1.** Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla zmiennych związanych z generowaniem sił z wykorzystaniem testu Shapiro –Wilka

Zmienna	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8	
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p
Sila_DND	.891	.100	.937	.414	.870	.053	.816	.010	.904	.152	.912	.195	.929	.333	.927	.314
Sila_D	.958	.729	.845	.025	.924	.280	.956	.698	.970	.890	.936	.410	.944	.504	.964	.816
Sila_ND	.930	.343	.961	.765	.980	.980	.898	.127	.981	.984	.952	.623	.973	.924	.952	.635
Różnica_DND	.921	.260	.963	.793	.944	.506	.895	.113	.810	.009	.882	.076	.891	.102	.808	.008
Błąd_DND	.791	.005	.919	.244	.854	.032	.810	.009	.841	.022	.901	.138	.922	.266	.922	.265

Tabela 37.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanimi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla zmiennych związanych z generowaniem sił

Zmienna	ANOVA		ANOVA 2x3	
	F	p	F	p
Sila_DND	1.429	.202	1.886	.107
Sila_D	1.181	.321	1.205	.315
Sila_ND	.732	.645	.669	.648
Różnica_DND	7.250	.000	6.996	.000
Błąd_DND	1.588	.148	1.917	.102

Tabela 37.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanimi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla zmiennych związanych z generowaniem sił

Zmienna	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df1	Dost. p
Sila_DND	174	7	24.909	1.522	.171	$\omega^2 = .038$.024	.133	---	---	---
Sila_D	4372.9	7	624.705	29.633	.000	$\omega^2 = .685$.021	.108	---	---	---
Sila_ND	4438.8	7	634.112	42.664	.000	$\omega^2 = .760$.010	.021	3.991	47.898	.000
Błąd_DND	135.949	7	19.421	1.319	.252	$\omega^2 = .024$.022	.112	---	---	---

Tabela 37.4. Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVY) z powtarzanimi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla zmiennych związanych z generowaniem sił

Zmienna	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BW1	---	.001	.000	1.000	1.000	.006	.000	1.000
SND2	.001	---	.000	.196	.027	.000	1.000	.008
DD3	.000	.000	---	.000	.000	.941	.000	.000
SDND4	1.000	.196	.000	---	1.000	.000	.005	1.000
DDND5	1.000	.027	.000	1.000	---	.000	.000	1.000
SD6	.006	.000	.941	.000	.000	---	.000	.001
DND7	.000	1.000	.000	.005	.000	.000	---	.000
BW8	1.000	.008	.000	1.000	1.000	.001	.000	---

Tabela 37.5. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na różnicę generowanych sił pomiędzy kończynami (Różnica_DND)

Zmienna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BW1	4.000	52.000	5.290	2.431	51.641	p<0.000	W=0.567
SND2	5.769	75.000	15.865	9.705			
DD3	7.154	93.000	24.198	11.448			
SDND4	4.231	55.000	6.123	2.524			
DDND5	3.923	51.000	7.406	5.443			
SD6	5.923	77.000	14.969	10.666			
DND7	1.000	13.000	1.322	.726			
BW8	4.000	52.000	7.280	5.538			

Tabela 37.6. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na różnicę generowanych sił pomiędzy kończynami (Różnica_DND)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 39.015 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BW1	---	23	41	3	1	25	39	0
SND2	23	---	18	20	24	2	62	23
DD3	41	18	---	38	42	16	80	41
SDND4	3	20	38	---	4	22	42	3
DDND5	1	24	42	4	---	26	38	1
SD6	25	2	16	22	26	---	64	25
DND7	39	62	80	42	38	64	---	39
BW8	0	23	41	3	1	25	39	---

Tabela 37.7. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla zmiennych związanych z generowaniem sił

Efekt dla Czynnika	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df1	Dost. p
Suma_DND											
Typ Wysiłku	12.983	1	12.983	1.190	.297	$\omega^2 = .013$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	22.804	2	11.402	.823	.451	$\omega^2 = .013$.902	.566	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	60.086	2	30.043	1.222	.312	$\omega^2 = .016$.767	.232	---	---	---
Suma_D											
Typ Wysiłku	19.636	1	19.636	1.111	.313	$\omega^2 = .008$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	4228.887	2	2114.444	82.899	.000	$\omega^2 = .858$.786	.266	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	115.821	2	57.911	2.368	.115	$\omega^2 = .092$.726	.171	---	---	---
Suma_ND											
Typ Wysiłku	29.054	1	29.054	2.499	.140	$\omega^2 = .010$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	4299.583	2	2149.791	104.430	.000	$\omega^2 = .884$.929	.666	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	77.334	2	38.667	3.011	.068	$\omega^2 = .139$.769	.236	---	---	---
Błąd_DND											
Typ Wysiłku	10.298	1	10.298	1.154	.304	$\omega^2 = .011$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	27.035	2	13.518	.990	.386	$\omega^2 = .001$.901	.563	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	59.063	2	29.531	1.325	.285	$\omega^2 = .024$.760	.222	---	---	---

Tabela 37.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyna dla siły generowanej przez kończynę dominującą (Siła_D)

	Kończyna	DND	D	ND
DND	---	---	.000	.000
D	.000	---	---	.000
ND	.000	.000	---	---

Tabela 37.9. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla siły generowanej przez kończynę niedominującą (Siła_ND)

Kończyzna	DND	D	ND
DND	---	.000	.000
D	.000	---	.000
ND	.000	.000	---

Tabela 37.10. Wyniki analizy Friedmana dla określenia dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla różnicy generowanych sił przez kończyzny (Różnica_DND)

Zmienna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BW1	3.154	41.000	6.123	2.524	41.923	p<0.000	W=0.645
SND2	4.231	55.000	14.969	10.666			
DD3	4.385	57.000	15.865	9.705			
SDND4	2.923	38.000	7.406	5.443			
DDND5	5.308	69.000	24.198	11.448			
SD6	1.000	13.000	1.322	.726			
DND7	3.154	41.000	6.123	2.524			
BW8	4.231	55.000	14.969	10.666			

Tabela 37.11. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla różnicy generowanych sił przez kończyzny (Różnica_DND)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 28
na poziomie istotności= 0.05

Warunek	SDND4	SD6	SND2	DDND5	DD3	DND7
SDND4	---	14	16	3	28	28
SD6	14	---	2	17	14	42
SND2	16	2	---	19	12	44
DDND5	3	17	19	---	31	25
DD3	28	14	12	31	---	56
DND7	28	42	44	25	56	---

Tabela 37.12. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla różnicy generowanych sił przez kończyzny (Różnica_DND)

Zmienna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
DND	1,769	46,000	6,765	4,208	13.154	p=0.001	W=0.253
D	2,577	67,000	19,584	11,818			
ND	1,654	43,000	8,594	10,022			

Tabela 37.13. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla różnicy generowanych sił przez kończyzny (Różnica_DND)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli >17.263
na poziomie istotności= 0.05

Kończyzna	DND	D	ND
DND	---	21	3
D	21	---	24
ND	3	24	---

Tabela 37.14. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla czynnika: typ wysiłku dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND) oraz Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla różnicy generowanych sił przez kończyny (Różnica_DND) z wykorzystaniem testu Wilcoxon

Wysiłek	Test Shapiro-Wilka		Zmienna	Test Wilcoxon		
	W	p		Z	p	Wielkość Efektu
statyczny	.864	.000	Statyczny/Dynamiczny	.795	.426	.220
dynamiczny	.807	.000				

ANALIZA DLA BIOELEKTRYCZNEJ AKTYWNOŚCI MIĘŚNIOWEJ (EMG)

Tabela 38.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG) z wykorzystaniem testu Shapiro –Wilka

Zmienna: Kończyna / Miesiąc	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8		
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	
D	BB	.915	.217	.937	.417	.900	.135	.966	.840	.948	.562	.959	.732	.917	.225	.766	.003
	BR	.812	.009	.932	.367	.933	.371	.958	.716	.963	.795	.924	.286	.918	.234	.985	.995
	BRD	.976	.950	.939	.444	.875	.060	.960	.761	.953	.637	.938	.436	.963	.800	.934	.382
	FCR	.918	.238	.818	.011	.670	.000	.918	.235	.883	.079	.965	.824	.949	.577	.931	.348
	FCU	.965	.822	.899	.129	.891	.099	.912	.195	.899	.130	.928	.325	.848	.027	.888	.091
ND	BB	.879	.069	.917	.228	.977	.963	.889	.096	.934	.387	.906	.162	.968	.874	.931	.351
	BR	.940	.460	.874	.059	.936	.403	.917	.231	.963	.796	.979	.977	.947	.558	.949	.585
	BRD	.972	.919	.950	.598	.968	.865	.903	.146	.913	.202	.849	.028	.887	.089	.885	.084
	FCR	.867	.048	.782	.004	.822	.013	.938	.425	.953	.647	.970	.890	.904	.151	.806	.008
	FCU	.953	.652	.901	.138	.931	.351	.952	.629	.901	.136	.936	.404	.943	.496	.936	.413

Tabela 38.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) z wykorzystaniem testu Leven'a

Zmienna: Kończyna i Miesiąc	ANOVA		ANOVA 2x3		Zmienna: Kończyna i Miesiąc	ANOVA		ANOVA 2x3		
	F	p	F	p		F	p	F	p	
D	BB	2.657	.015	1.564	.181	BB	2.773	.011	2.270	.056
	BR	3.158	.005	2.443	.042	BR	2.825	.010	2.271	.056
	BRD	5.550	.000	3.787	.004	ND	3.726	.001	2.845	.021
	FCR	5.939	.000	3.722	.005	FCR	2.301	.033	2.651	.030
	FCU	2.305	.032	2.011	.087	FCU	2.562	.018	2.616	.031

Tabela 38.3. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na bioelektryczną aktywność mięśniową (EMG)

Zmienna: Miesiąc	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	BW1	2.462	32.000	14.972	4.568	40.923	p<0.000	W=0.445
	SND2	3.231	42.000	17.549	5.226			
	DD3	4.308	56.000	20.929	8.799			
	SDND4	6.462	84.000	26.475	6.702			
	DDND5	6.923	90.000	29.191	8.411			
	SD6	5.000	65.000	21.351	7.070			
	DND7	4.846	63.000	20.867	6.359			
	BW8	2.769	36.000	15.328	4.342			

Załącznik nr 12: Szczegółowe wyniki przeprowadzonych analiz statystycznych

Zmienna: Miesiąc	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BR_D	BW1	2.000	26.000	16.774	6.480	44.436	p<0.000	W=0.488
	SND2	4.077	53.000	23.211	6.896			
	DD3	4.538	59.000	23.587	8.175			
	SDND4	6.462	84.000	33.734	9.527			
	DDND5	7.231	94.000	40.238	12.373			
	SD6	4.538	59.000	26.279	11.487			
	DND7	4.308	56.000	23.183	4.915			
	BW8	2.846	37.000	18.198	4.334			
BRD_D	BW1	2.308	30.000	10.981	4.033	53.974	p<0.000	W=0.593
	SND2	4.538	59.000	17.289	7.847			
	DD3	4.385	57.000	18.127	8.805			
	SDND4	7.154	93.000	29.329	9.712			
	DDND5	6.923	90.000	30.832	12.642			
	SD6	5.154	67.000	18.285	5.616			
	DND7	3.385	44.000	13.032	3.446			
	BW8	2.154	28.000	9.856	2.481			
FCR_D	BW1	2.000	26.000	6.968	2.369	43.769	p<0.000	W=0.481
	SND2	3.923	51.000	13.479	9.791			
	DD3	3.692	48.000	13.316	12.077			
	SDND4	6.615	86.000	20.958	10.959			
	DDND5	7.154	93.000	26.976	17.876			
	SD6	5.077	66.000	15.946	7.434			
	DND7	3.923	51.000	10.877	4.507			
	BW8	3.615	47.000	10.205	4.508			
FCU_D	BW1	2.692	35.000	9.659	4.684	39.077	p<0.000	W=0.429
	SND2	2.846	37.000	11.242	7.755			
	DD3	4.077	53.000	12.906	7.726			
	SDND4	5.769	75.000	18.778	11.120			
	DDND5	7.000	91.000	25.767	16.853			
	SD6	6.154	80.000	19.386	11.463			
	DND7	3.923	51.000	12.851	8.040			
	BW8	3.538	46.000	12.898	8.695			
BB_ND	BW1	1.538	20.000	16.101	5.043	49.231	p<0.000	W=0.541
	SND2	4.077	53.000	26.234	13.166			
	DD3	4.769	62.000	25.622	6.583			
	SDND4	6.308	82.000	33.676	13.398			
	DDND5	6.769	88.000	35.515	12.081			
	SD6	4.154	54.000	24.447	7.926			
	DND7	5.769	75.000	27.507	8.765			
	BW8	2.615	34.000	20.280	9.182			
BR_ND	BW1	1.538	20.000	16.564	4.715	41.051	p<0.000	W=0.451
	SND2	5.077	66.000	30.329	13.827			
	DD3	4.692	61.000	25.391	8.583			
	SDND4	5.769	75.000	31.618	10.151			
	DDND5	7.000	91.000	36.934	9.589			
	SD6	4.154	54.000	23.509	5.641			
	DND7	4.615	60.000	25.522	7.236			
	BW8	3.154	41.000	21.305	6.845			
BRD_ND	BW1	2.385	31.000	12.215	3.390	45.051	p<0.000	W=0.495
	SND2	5.538	72.000	19.299	6.626			
	DD3	3.692	48.000	15.011	2.788			
	SDND4	6.462	84.000	25.108	10.034			
	DDND5	6.538	85.000	26.283	11.107			
	SD6	4.077	53.000	16.641	7.372			
	DND7	5.231	68.000	19.028	10.292			
	BW8	2.077	27.000	11.651	4.578			

FCR_ND	BW1	2.462	32.000	11.029	7.464	27.692	p<0.000	W=0.304
	SND2	3.538	46.000	17.123	9.896			
	DD3	3.769	49.000	17.012	7.894			
	SDND4	6.385	83.000	28.043	13.901			
	DDND5	6.000	78.000	25.661	13.972			
	SD6	4.923	64.000	18.290	7.404			
	DND7	5.231	68.000	20.061	6.928			
	BW8	3.692	48.000	15.126	8.341			
FCU_ND	BW1	2.923	38.000	7.833	4.106	34.282	p<0.000	W=0.377
	SND2	5.308	69.000	12.512	8.454			
	DD3	4.769	62.000	9.659	4.432			
	SDND4	5.231	68.000	10.853	3.846			
	DDND5	6.769	88.000	14.266	7.340			
	SD6	2.692	35.000	6.882	2.861			
	DND7	5.462	71.000	12.385	7.167			
	BW8	2.846	37.000	7.646	3.922			

Tabela 38.4. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego na aktywność bioelektryczną mięśni (EMG)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 39.015 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna: Mięsień	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BB_D	BW1	---	10	24	52	58	33	31	4
	SND2	10	---	14	42	48	23	21	6
	DD3	24	14	---	28	34	9	7	20
	SDND4	52	42	28	---	6	19	21	48
	DDND5	58	48	34	6	---	25	27	54
	SD6	33	23	9	19	25	---	2	29
	DND7	31	21	7	21	27	2	---	27
	BW8	4	6	20	48	54	29	27	---
BR_D	BW1	---	27	33	58	68	33	30	11
	SND2	27	---	6	31	41	6	3	16
	DD3	33	6	---	25	35	0	3	22
	SDND4	58	31	25	---	10	25	28	47
	DDND5	68	41	35	10	---	35	38	57
	SD6	33	6	0	25	35	---	3	22
	DND7	30	3	3	28	38	3	---	19
	BW8	11	16	22	47	57	22	19	---
BRD_D	BW1	---	29	27	63	60	37	14	2
	SND2	29	---	2	34	31	8	15	31
	DD3	27	2	---	36	33	10	13	29
	SDND4	63	34	36	---	3	26	49	65
	DDND5	60	31	33	3	---	23	46	62
	SD6	37	8	10	26	23	---	23	39
	DND7	14	15	13	49	46	23	---	16
	BW8	2	31	29	65	62	39	16	---
FCR_D	BW1	---	25	22	60	67	40	25	21
	SND2	25	---	3	35	42	15	0	4
	DD3	22	3	---	38	45	18	3	1
	SDND4	60	35	38	---	7	20	35	39
	DDND5	67	42	45	7	---	27	42	46
	SD6	40	15	18	20	27	---	15	19
	DND7	25	0	3	35	42	15	---	4
	BW8	21	4	1	39	46	19	4	---

Załącznik nr 12: Szczegółowe wyniki przeprowadzonych analiz statystycznych

FCU_D	BW1	---	2	18	40	56	45	16	11
	SND2	2	---	16	38	54	43	14	9
	DD3	18	16	---	22	38	27	2	7
	SDND4	40	38	22	---	16	5	24	29
	DDND5	56	54	38	16	---	11	40	45
	SD6	45	43	27	5	11	---	29	34
	DND7	16	14	2	24	40	29	---	5
	BW8	11	9	7	29	45	34	5	---
BB_ND	BW1	---	33	42	62	68	34	55	14
	SND2	33	---	9	29	35	1	22	19
	DD3	42	9	---	20	26	8	13	28
	SDND4	62	29	20	---	6	28	7	48
	DDND5	68	35	26	6	---	34	13	54
	SD6	34	1	8	28	34	---	21	20
	DND7	55	22	13	7	13	21	---	41
	BW8	14	19	28	48	54	20	41	---
BR_ND	BW1	---	46	41	55	71	34	40	21
	SND2	46	---	5	9	25	12	6	25
	DD3	41	5	---	14	30	7	1	20
	SDND4	55	9	14	---	16	21	15	34
	DDND5	71	25	30	16	---	37	31	50
	SD6	34	12	7	21	37	---	6	13
	DND7	40	6	1	15	31	6	---	19
	BW8	21	25	20	34	50	13	19	---
BRD_ND	BW1	---	41	17	53	54	22	37	4
	SND2	41	---	24	12	13	19	4	45
	DD3	17	24	---	36	37	5	20	21
	SDND4	53	12	36	---	1	31	16	57
	DDND5	54	13	37	1	---	32	17	58
	SD6	22	19	5	31	32	---	15	26
	DND7	37	4	20	16	17	15	---	41
	BW8	4	45	21	57	58	26	41	---
FCR_ND	BW1	---	14	17	51	46	32	36	16
	SND2	14	---	3	37	32	18	22	2
	DD3	17	3	---	34	29	15	19	1
	SDND4	51	37	34	---	5	19	15	35
	DDND5	46	32	29	5	---	14	10	30
	SD6	32	18	15	19	14	---	4	16
	DND7	36	22	19	15	10	4	---	20
	BW8	16	2	1	35	30	16	20	---
FCU_ND	BW1	---	31	24	30	50	3	33	1
	SND2	31	---	7	1	19	34	2	32
	DD3	24	7	---	6	26	27	9	25
	SDND4	30	1	6	---	20	33	3	31
	DDND5	50	19	26	20	---	53	17	51
	SD6	3	34	27	33	53	---	36	2
	DND7	33	2	9	3	17	36	---	34
	BW8	1	32	25	31	51	2	34	---

Tabela 38.5. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanimi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG)

Efekt dla Czynnika	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p
BB_D											
Typ Wysiłku	269.755	1	269.755	13.801	.003	$\omega^2 = .478$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	283.810	2	141.905	7.124	.004	$\omega^2 = .312$.961	.802	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	776.776	2	388.388	18.235	.000	$\omega^2 = .561$.964	.819	---	---	---
FCU_D											
Typ Wysiłku	9.721	1	9.721	.412	.533	$\omega^2 = .043$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	1377.186	2	688.593	15.616	.000	$\omega^2 = .520$.656	.099	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	597.453	2	298.727	5.535	.011	$\omega^2 = .251$.986	.928	---	---	---
BB_ND											
Typ Wysiłku	39.825	1	39.825	.967	.345	$\omega^2 = .002$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	1338.558	2	669.279	10.165	.001	$\omega^2 = .404$.778	.251	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	1.672	2	.836	.016	.984	$\omega^2 = .079$.768	.233	---	---	---
BR_ND											
Typ Wysiłku	12.396	1	12.396	.268	.614	$\omega^2 = .055$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	1291.078	2	645.539	9.902	.001	$\omega^2 = .397$.965	.822	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	344.500	2	172.250	2.961	.071	$\omega^2 = .127$.826	.350	---	---	---

Tabela 38.6. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanimi pomiarami dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG) BB_D i FCU_D

Mięsień	Warunek	SDND4	SD6	SND2	DDND5	DD3	DND7
BB_D	SDND4	---	.696	1.000	.000	1.000	1.000
	SD6	.696	---	.696	.003	.696	1.000
	SND2	1.000	.696	---	.000	1.000	1.000
	DDND5	.000	.003	.000	---	.000	.002
	DD3	1.000	.696	1.000	.000	---	1.000
	DND7	1.000	1.000	1.000	.002	1.000	---
FCU_D	SDND4	---	1.000	.227	.348	.791	.761
	SD6	1.000	---	.140	.548	.510	.490
	SND2	.227	.140	---	.001	1.000	1.000
	DDND5	.348	.548	.001	---	.002	.002
	DD3	.791	.510	1.000	.002	---	1.000
	DND7	.761	.490	1.000	.002	1.000	---

Tabela 38.7. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanimi pomiarami dla czynnika wysiłek dla aktywności bioelektrycznej (EMG) mięśnia BB_D

	Wysiłek	Statyczny	Dynamiczny
Statyczny	---	---	.003
Dynamiczny	.003	---	---

Tabela 38.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzaniem pomiarów dla czynnika: kończyzna dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG): BB_D, FCU_D, BB_ND i BR_ND

Mięsień	Kończyna	DND	D	ND
BB_D	DND	---	.012	.008
	D	.012	---	1.000
	ND	.008	1.000	---
FCU_D	DND	---	.008	.000
	D	.008	---	0.107
	ND	.000	0.107	---
BB_ND	DND	---	.001	.007
	D	.001	---	1.000
	ND	.007	1.000	---
BR_ND	DND	---	.001	.027
	D	.001	---	0.401
	ND	.027	0.401	---

Tabela 38.9. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG)

Zmienna (Mięsień)	Kończyna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BR_D	DND	2.731	71.000	36.986	11.316	21.769	p<0.000	W=0.419
	D	1.769	46.000	24.933	9.864			
	ND	1.500	39.000	23.197	5.867			
BRD_R	DND	2.769	72.000	30.080	11.071	24.308	p<0.000	W=0.467
	D	1.769	46.000	18.206	7.236			
	ND	1.462	38.000	15.160	6.322			
FCR_R	DND	2.769	72.000	23.967	14.848	23.154	p<0.000	W=0.445
	D	1.654	43.000	14.631	9.916			
	ND	1.577	41.000	12.178	7.584			
BRD_ND	DND	2.615	68.000	25.695	10.388	18.538	p<0.000	W=0.357
	D	1.423	37.000	15.826	5.523			
	ND	1.962	51.000	19.164	8.482			
FCR_ND	DND	2.423	63.000	26.852	13.709	7.000	p=0.030	W=0.135
	D	1.769	46.000	17.651	7.526			
	ND	1.808	47.000	18.592	8.502			
FCU_ND	DND	2.500	65.000	12.559	5.999	15.308	p<0.000	W=0.294
	D	1.423	37.000	8.271	3.919			
	ND	2.077	54.000	12.449	7.679			

Tabela 38.10. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG)

Zmienna: Mięsień	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BR_D	SND2	4.538	59.000	33.734	9.527	24.429	p<0.000	W=0.376
	DD3	3.000	39.000	26.279	11.487			
	SDND4	2.462	32.000	23.211	6.896			
	DDND5	5.308	69.000	40.238	12.373			
	SD6	3.000	39.000	23.587	8.175			
	DND7	2.692	35.000	23.183	4.915			
BRD_D	SND2	5.154	67.000	29.329	9.712	32.868	p<0.000	W=0.506
	DD3	3.385	44.000	18.285	5.616			
	SDND4	2.846	37.000	17.289	7.847			
	DDND5	5.000	65.000	30.832	12.642			
	SD6	2.846	37.000	18.127	8.805			
	DND7	1.769	23.000	13.032	3.446			

FCR_D	SND2	4.692	61.000	20.958	10.959	26.274	p<0.000	W=0.404
	DD3	3.385	44.000	15.946	7.434			
	SDND4	2.615	34.000	13.479	9.791			
	DDND5	5.231	68.000	26.976	17.876			
	SD6	2.615	34.000	13.316	12.077			
	DND7	2.462	32.000	10.877	4.507			
BRD_ND	SND2	4.615	60.000	25.108	10.034	21.044	p<0.000	W=0.324
	DD3	2.462	32.000	16.641	7.372			
	SDND4	3.769	49.000	19.299	6.626			
	DDND5	4.615	60.000	26.283	11.107			
	SD6	2.077	27.000	15.011	2.788			
	DND7	3.462	45.000	19.028	10.292			
FCR_ND	SND2	4.769	62.000	28.043	13.901	17.220	p=0.004	W=0.265
	DD3	3.385	44.000	18.290	7.404			
	SDND4	2.462	32.000	17.123	9.896			
	DDND5	4.308	56.000	25.661	13.972			
	SD6	2.385	31.000	17.012	7.894			
	DND7	3.692	48.000	20.061	6.928			
FCU_ND	SND2	3.769	49.000	10.853	3.846	20.736	p=0.001	W=0.319
	DD3	1.615	21.000	6.882	2.861			
	SDND4	3.769	49.000	12.512	8.454			
	DDND5	4.846	63.000	14.266	7.340			
	SD6	3.308	43.000	9.659	4.432			
	DND7	3.692	48.000	12.385	7.167			

Tabela 38.11. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG)

Zmienna: Miejsień	Warunek	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7
BR_D	SND2	---	20	27	10	20	24
	DD3	20	---	7	30	0	4
	SDND4	27	7	---	37	7	3
	DDND5	10	30	37	---	30	34
	SD6	20	0	7	30	---	4
	DND7	24	4	3	34	4	---
BRD_D	SND2	---	23	30	2	30	44
	DD3	23	---	7	21	7	21
	SDND4	30	7	---	28	0	14
	DDND5	2	21	28	---	28	42
	SD6	30	7	0	28	---	14
	DND7	44	21	14	42	14	---
FCR_D	SND2	---	17	27	7	27	29
	DD3	17	---	10	24	10	12
	SDND4	27	10	---	34	0	2
	DDND5	7	24	34	---	34	36
	SD6	27	10	0	34	---	2
	DND7	29	12	2	36	2	---
BRD_ND	SND2	---	28	11	0	33	15
	DD3	28	---	17	28	5	13
	SDND4	11	17	---	11	22	4
	DDND5	0	28	11	---	33	15
	SD6	33	5	22	33	---	18
	DND7	15	13	4	15	18	---
FCR_ND	SND2	---	18	30	6	31	14
	DD3	18	---	12	12	13	4
	SDND4	30	12	---	24	1	16

	DDND5	6	12	24	---	25	8
	SD6	31	13	1	25	---	17
	DND7	14	4	16	8	17	---
	SND2	---	28	0	14	6	1
	DD3	28	---	28	42	22	27
FCU_ND	SDND4	0	28	---	14	6	1
	DDND5	14	42	14	---	20	15
	SD6	6	22	6	20	---	5
	DND7	1	27	1	15	5	---

Tabela 38.12. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku bioelektrycznej aktywności mięśni (EMG) z wykorzystaniem testu Wilcoxona

Mięsień	Wysiłek	Z	p	Wielkość Efektu
BB_D	Statyczny / Dynamiczny	1.130	.258	.314
BRD_D	Statyczny / Dynamiczny	.865	.387	.240
FCR_D	Statyczny / Dynamiczny	.181	.856	.050
BRD_ND	Statyczny / Dynamiczny	.656	.512	.182
FCR_ND	Statyczny / Dynamiczny	.084	.933	.023
FCU_ND	Statyczny / Dynamiczny	2.344	.019	.650

Tabela 38.13. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyna dla aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli >17.263
na poziomie istotności= 0.05

Zmienna: (Mięsień)	Kończyna	DND	D	ND
BR_D	DND	---	25	32
	D	25	---	7
	ND	32	7	---
BRD_D	DND	---	26	34
	D	26	---	8
	ND	34	8	---
FCR_D	DND	---	29	31
	D	29	---	2
	ND	31	2	---
BRD_ND	DND	---	31	17
	D	31	---	14
	ND	17	14	---
FCR_ND	DND	---	17	16
	D	17	---	1
	ND	16	1	---
FCU_ND	DND	---	28	11
	D	28	---	17
	ND	11	17	---

Tabela 38.14. Analiza porównawcza dla bioelektrycznej aktywności mięśniowej (EMG) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t.

Zmienna: Mięsień	Warunek	t	df	p	Wielkość Efektu	Z	p	Wielkość Efektu
BB	BW1	-0.692	12	.502	d=0.244	---	---	---
	SND2	-2.235	12	.045	d=0.903	---	---	---
	DD3	-1.666	12	.122	d=0.629	---	---	---
	SDND4	-2.069	12	.061	d=0.708	---	---	---
	DDND5	-1.651	12	.125	d=0.632	---	---	---
	SD6	-1.651	12	.125	d=0.429	---	---	---
	DND7	-2.235	12	.045	d=0.903	---	---	---
	BW8	---	---	---	---	1.642	0.101	r=0.455
BR	BW1	---	---	---	---	0.245	0.807	r=0.068
	SND2	-1.826	12	.093	d=0.678	---	---	---
	DD3	-0.662	12	.520	d=0.224	---	---	---
	SDND4	1.012	12	.331	d=0.224	---	---	---
	DDND5	1.529	12	.152	d=0.311	---	---	---
	SD6	1.529	12	.152	d=0.319	---	---	---
	DND7	-1.349	12	.202	d=0.394	---	---	---
	BW8	-1.264	12	.230	d=0.568	---	---	---
BRD	BW1	-0.842	12	.416	d=0.345	---	---	---
	SND2	-0.675	12	.513	d=0.288	---	---	---
	DD3	1.448	12	.173	d=0.497	---	---	---
	SDND4	1.809	12	.096	d=0.445	---	---	---
	DDND5	2.818	12	.016	d=0.398	---	---	---
	SD6	---	---	---	---	0.734	0.463	r=0.206
	DND7	-2.290	12	.041	d=0.813	---	---	---
	BW8	-1.260	12	.232	d=0.508	---	---	---
FCR	BW1	---	---	---	---	1.153	0.249	r=0.320
	SND2	---	---	---	---	1.013	0.311	r=0.281
	DD3	---	---	---	---	1.503	0.133	r=0.417
	SDND4	-1.932	12	.077	d=0.589	---	---	---
	DDND5	0.329	12	.748	d=0.085	---	---	---
	SD6	0.329	12	.748	d=0.329	---	---	---
	DND7	-4.564	12	.001	d=1.636	---	---	---
	BW8	---	---	---	---	1.782	0.075	r=0.494
FCU	BW1	1.527	12	.153	d=0.431	---	---	---
	SND2	-0.441	12	.667	d=0.163	---	---	---
	DD3	1.522	12	.154	d=0.537	---	---	---
	SDND4	2.867	12	.014	d=0.991	---	---	---
	DDND5	2.518	12	.027	d=0.921	---	---	---
	SD6	2.518	12	.027	d=1.558	---	---	---
	DND7	---	---	---	---	0.454	0.650	r=0.126
	BW8	2.385	12	.034	d=0.810	---	---	---

ANALIZA W DZIEDZINIE CZĘSTOTLIWOŚCI SYGNAŁU EMG

MNF

Tabela 39.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka

MNF: Kończyna / Mieśiąc	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8		
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	
D	BB	.896	.118	.952	.629	.939	.442	.969	.888	.992	1.00	.943	.493	.969	.886	.931	.355
	BR	.955	.674	.893	.106	.923	.274	.946	.546	.961	.769	.968	.874	.882	.076	.970	.900
	BRD	.876	.062	.885	.084	.901	.139	.955	.670	.914	.206	.953	.643	.950	.601	.958	.719
	FCR	.919	.241	.927	.312	.908	.171	.889	.094	.903	.147	.953	.646	.865	.045	.937	.416
	FCU	.978	.967	.962	.781	.945	.518	.981	.984	.899	.130	.930	.337	.959	.733	.928	.316
ND	BB	.924	.281	.939	.450	.916	.221	.959	.745	.947	.547	.867	.048	.982	.988	.918	.233
	BR	.979	.973	.930	.341	.939	.443	.953	.652	.921	.259	.926	.304	.968	.868	.944	.504
	BRD	.919	.246	.942	.478	.917	.228	.941	.464	.954	.666	.936	.406	.961	.766	.931	.354
	FCR	.900	.133	.894	.112	.914	.205	.948	.569	.932	.366	.965	.835	.934	.387	.919	.241
	FCU	.983	.990	.945	.526	.921	.261	.964	.815	.963	.802	.925	.291	.919	.242	.935	.393

Tabela 39.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) z wykorzystaniem testu Leven'a

MNF: Kończyna / Mieśiąc	ANOVA		ANOVA 2x3		
	F	p	F	p	
D	BB	1.878	.081	1.496	.202
	BR	.438	.876	.615	.688
	BRD	.454	.865	.243	.942
	FCR	1.951	.070	2.196	.064
	FCU	.276	.962	.297	.913
ND	BB	1.037	.411	1.212	.312
	BR	.654	.710	.388	.855
	BRD	.433	.879	.585	.711
	FCR	1.131	.351	1.186	.325
	FCU	.303	.951	.433	.824

Tabela 39.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF)

Zmienna (MNF):	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p
BB_D	2135.169	7	305.024	5.454	.000	$\omega^2 = .253$.019	.083	---	---	---
BR_D	1254.622	7	179.232	3.004	.007	$\omega^2 = .132$.016	.062	---	---	---
BRD_D	821.775	7	117.396	1.177	.325	$\omega^2 = .013$.008	.015	3.287	39.440	.333
FCR_D	634.775	7	90.682	1.235	.293	$\omega^2 = .018$.002	.001	2.955	35.457	.311
FCU_D	2265.770	7	323.681	1.242	.290	$\omega^2 = .018$.002	.000	2.766	33.194	.309
BB_ND	742.922	7	106.132	1.680	.125	$\omega^2 = .049$.015	.055	---	---	---
BR_ND	1826.747	7	260.964	2.734	.013	$\omega^2 = .117$.010	.023	3.802	45.620	.043
BRD_ND	284.950	7	40.707	.492	.838	$\omega^2 = .040$.021	.103	---	---	---
FCR_ND	1392.820	7	198.974	2.508	.022	$\omega^2 = .103$.023	.121	---	---	---
FCU_ND	398.934	7	56.991	.487	.841	$\omega^2 = .040$.052	.417	---	---	---

Tabela 39.4. Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVA) z powtarzanymi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF)

MNF: (Miesiąc)	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BB_D	BW1	---	.602	.963	.000	.151	.000	.186	1.000
	SND2	.602	---	1.000	.194	1.000	.267	1.000	1.000
	DD3	.963	1.000	---	.112	1.000	.156	1.000	1.000
	SDND4	.000	.194	.112	---	.749	1.000	.625	.104
	DDND5	.151	1.000	1.000	.749	---	.989	1.000	1.000
	SD6	.000	.267	.156	1.000	.989	---	.829	.146
	DND7	.186	1.000	1.000	.625	1.000	.829	---	1.000
	BW8	1.000	1.000	1.000	.104	1.000	.146	1.000	---
BR_D	BW1	---	1.000	1.000	1.000	1.000	.523	1.000	1.000
	SND2	1.000	---	.091	1.000	1.000	.026	1.000	1.000
	DD3	1.000	.091	---	1.000	1.000	1.000	.181	1.000
	SDND4	1.000	1.000	1.000	---	1.000	.720	1.000	1.000
	DDND5	1.000	1.000	1.000	1.000	---	1.000	1.000	1.000
	SD6	.523	.026	1.000	.720	1.000	---	.055	1.000
	DND7	1.000	1.000	.181	1.000	1.000	.055	---	1.000
	BW8	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	---
FCR_ND	BW1	---	1.000	1.000	.456	1.000	1.000	1.000	1.000
	SND2	1.000	---	1.000	1.000	.622	1.000	1.000	1.000
	DD3	1.000	1.000	---	1.000	.380	1.000	1.000	1.000
	SDND4	.456	1.000	1.000	---	.006	1.000	1.000	1.000
	DDND5	1.000	.622	.380	.006	---	.359	.220	1.000
	SD6	1.000	1.000	1.000	1.000	.359	---	1.000	1.000
	DND7	1.000	1.000	1.000	1.000	.220	1.000	---	1.000
	BW8	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	---

Tabela 39.5. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF)

Efekt dla Czynnika	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G					
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p	
BB_D												
Typ Wysiłku	404.809	1	404.809	3.425	.089	$\omega^2 = .148$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	239.231	2	119.616	3.152	.061	$\omega^2 = .138$.701	.142	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	343.066	2	171.533	4.486	.022	$\omega^2 = .205$.638	.085	---	---	---	
BR_D												
Typ Wysiłku	9.500	1	9.500	.126	.729	$\omega^2 = .067$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	1156.479	2	578.239	10.318	.001	$\omega^2 = .408$.795	.284	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	47.198	2	23.599	.388	.682	$\omega^2 = .047$.896	.546	---	---	---	
BRD_D												
Typ Wysiłku	28.649	1	28.649	.281	.605	$\omega^2 = .054$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	333.905	2	166.952	2.361	.116	$\omega^2 = .092$.880	.494	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	11.045	2	5.522	.055	.947	$\omega^2 = .075$.661	.102	---	---	---	
FCR_D												
Typ Wysiłku	65.967	1	65.967	1.419	.257	$\omega^2 = .029$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	451.244	2	225.622	3.735	.039	$\omega^2 = .168$.838	.378	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	107.406	2	53.703	.603	.555	$\omega^2 = .030$.781	.257	---	---	---	
FCU_D												
Typ Wysiłku	276.845	1	276.845	1.328	.272	$\omega^2 = .023$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	102.242	2	51.121	.267	.768	$\omega^2 = .057$.953	.769	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	1844.363	2	922.182	2.411	.111	$\omega^2 = .095$.607	.064	---	---	---	
BB_ND												
Typ Wysiłku	391.300	1	391.300	3.199	.099	$\omega^2 = .136$	1.000	---	---	---	---	

Kończyna	187.929	2	93.964	2.214	.131	$\omega^2 = .083$.784	.262	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	61.782	2	30.891	.521	.601	$\omega^2 = .037$.765	.229	---	---	---
BR_ND											
Typ Wysiłku	17.769	1	17.769	.183	.677	$\omega^2 = .062$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	912.590	2	456.295	5.144	.014	$\omega^2 = .235$.893	.537	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	212.756	2	106.378	1.115	.344	$\omega^2 = .008$.983	.910	---	---	---
BRD_ND											
Typ Wysiłku	1.916	1	1.916	0.022	0.884	$\omega^2 = .075$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	78.245	2	39.123	0.524	0.599	$\omega^2 = .036$	0.952	0.763	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	62.010	2	31.005	0.300	0.743	$\omega^2 = .055$	0.872	0.470	---	---	---
FCR_ND											
Typ Wysiłku	323.429	1	323.429	2.427	0.145	$\omega^2 = .093$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	74.857	2	37.428	0.537	0.592	$\omega^2 = .036$	0.973	0.859	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	876.513	2	438.257	4.973	0.016	$\omega^2 = .227$	0.959	0.793	---	---	---
FCU_ND											
Typ Wysiłku	33.463	1	33.463	.291	.599	$\omega^2 = .053$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	146.833	2	73.417	.844	.442	$\omega^2 = .012$.846	.400	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	13.805	2	6.903	.051	.950	$\omega^2 = .076$.392	.006	1.244	14.927	.873

Tabela 39.6. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzaniem pomiarów dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF): BB_D i FCR_ND

Mieścień	Warunek	SDND4	SD6	SND2	DDND5	DD3	DND7
BB_D	SDND4	---	1.000	.040	.176	.023	.144
	SD6	1.000	---	.056	.242	.032	.198
	SND2	.040	.056	---	1.000	1.000	1.000
	DDND5	.176	.242	1.000	---	1.000	1.000
	DD3	.023	.032	1.000	1.000	---	1.000
	DND7	.144	.198	1.000	1.000	1.000	---
FCR_ND	SDND4	---	1.000	1.000	.018	1.000	1.000
	SD6	1.000	---	1.000	.357	1.000	1.000
	SND2	1.000	1.000	---	.553	1.000	1.000
	DDND5	.018	.357	.553	---	.374	.244
	DD3	1.000	1.000	1.000	.374	---	1.000
	DND7	1.000	1.000	1.000	.244	1.000	---

Tabela 39.7. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzaniem pomiarów dla czynnika: kończyna dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF): BB_D i FCR_ND

Mieścień	Kończyna	DND	D	ND
BB_D	DND	---	.074	.127
	D	.074	---	.000
	ND	.127	.000	---
FCR_D	DND	---	.035	.524
	D	.035	---	.584
	ND	.524	.584	---
BR_ND	DND	---	.042	1.000
	D	.042	---	.024
	ND	1.000	.024	---

Tabela 39.8. Analiza porównawcza dla średniej częstotliwości sygnału EMG (MNF) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcozona

Zmienna: Mięsień	Warunek	t	df	p	Wielkość Efektu	Z	p	Wielkość Efektu
BB	BW1	.362	12	.724	d=.117	---	---	---
	SND2	.653	12	.526	d=.222	---	---	---
	DD3	-1.584	12	.139	d=.436	---	---	---
	SDND4	-2.895	12	.013	d=1.115	---	---	---
	DDND5	-2.928	12	.013	d=.471	---	---	---
	SD6	---	---	---	---	3.180	.001	r=.882
	DND7	-1.638	12	.127	d=.459	---	---	---
	BW8	-.647	12	.530	d=.225	---	---	---
BR	BW1	-.537	12	.601	d=.192	---	---	---
	SND2	4.214	12	.001	d=.749	---	---	---
	DD3	-1.711	12	.113	d=.671	---	---	---
	SDND4	.659	12	.523	d=.219	---	---	---
	DDND5	.372	12	.717	d=.094	---	---	---
	SD6	-3.646	12	.003	d=1.316	---	---	---
	DND7	1.203	12	.252	d=.510	---	---	---
	BW8	-2.585	12	.024	d=.801	---	---	---
BRD	BW1	-.733	12	.478	d=.254	---	---	---
	SND2	-3.168	12	.008	d=.795	---	---	---
	DD3	-2.387	12	.034	d=.727	---	---	---
	SDND4	-.441	12	.667	d=.171	---	---	---
	DDND5	-.982	12	.346	d=.159	---	---	---
	SD6	-2.188	12	.049	d=.761	---	---	---
	DND7	-2.602	12	.023	d=.922	---	---	---
	BW8	-1.826	12	.093	d=.672	---	---	---
FCR	BW1	3.544	12	.004	d=.727	---	---	---
	SND2	.784	12	.448	d=.283	---	---	---
	DD3	-.143	12	.888	d=.062	---	---	---
	SDND4	.914	12	.379	d=.330	---	---	---
	DDND5	2.350	12	.037	d=.963	---	---	---
	SD6	.598	12	.561	d=.225	---	---	---
	DND7	---	---	---	---	1.363	.173	r=.378
	BW8	1.320	12	.211	d=.520	---	---	---
FCU	BW1	1.540	12	.150	d=.331	---	---	---
	SND2	2.323	12	.039	d=.566	---	---	---
	DD3	3.202	12	.008	d=.579	---	---	---
	SDND4	2.458	12	.030	d=.931	---	---	---
	DDND5	2.021	12	.066	d=.426	---	---	---
	SD6	.517	12	.614	d=.193	---	---	---
	DND7	1.039	12	.319	d=.269	---	---	---
	BW8	1.263	12	.231	d=.458	---	---	---

MDF

Tabela 40.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka

MDF: Kończyna / Miesiąc	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8		
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	
D	BB	.872	.055	.920	.251	.937	.413	.978	.969	.956	.689	.882	.075	.953	.644	.898	.125
	BR	.889	.096	.932	.364	.956	.685	.940	.461	.921	.259	.977	.959	.839	.021	.966	.836
	BRD	.880	.071	.896	.119	.974	.937	.922	.269	.923	.274	.944	.505	.937	.421	.969	.878
	FCR	.900	.133	.971	.900	.903	.146	.955	.671	.898	.126	.947	.559	.867	.047	.829	.015
	FCU	.964	.812	.930	.344	.910	.185	.908	.175	.888	.090	.909	.177	.927	.308	.906	.160
ND	BB	.973	.931	.944	.514	.958	.724	.940	.463	.922	.268	.934	.379	.967	.858	.919	.246
	BR	.950	.601	.941	.472	.936	.412	.909	.176	.949	.582	.909	.178	.952	.623	.894	.112
	BRD	.943	.503	.938	.437	.949	.590	.956	.691	.955	.668	.910	.183	.978	.969	.936	.405
	FCR	.856	.034	.899	.129	.895	.115	.860	.039	.959	.743	.976	.952	.948	.566	.807	.008
	FCU	.949	.581	.966	.836	.891	.101	.938	.428	.919	.244	.894	.111	.933	.373	.853	.031

Tabela 40.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) z wykorzystaniem testu Leven'a

MDF: Kończyna / Miesiąc	ANOVA		ANOVA 2x3		
	F	p	F	p	
D	BB	3.714	.001	2.885	.020
	BR	1.425	.204	1.307	.271
	BRD	2.510	.021	1.682	.150
	FCR	2.861	.009	3.314	.009
	FCU	.302	.951	.290	.917
ND	BB	.911	.502	1.065	.387
	BR	1.558	.157	.970	.442
	BRD	1.161	.332	1.552	.185
	FCR	.816	.576	1.087	.375
	FCU	.953	.470	.874	.503

Tabela 40.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF)

Zmienna (MNF):	ANOVA					Wielkość Efektu	Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p		W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p
BR_D	585.942	7	83.706	1.989	.066	$\omega^2 = .070$.003	.001	3.582	42.990	.120
FCU_D	2529.298	7	361.328	1.346	.239	$\omega^2 = .026$.000	.000	2.646	31.748	.277
BB_ND	391.298	7	55.900	1.449	.197	$\omega^2 = .033$.029	.182	---	---	---
BR_ND	952.752	7	136.107	2.475	.023	$\omega^2 = .101$.029	.181	---	---	---
BRD_ND	360.435	7	51.491	1.437	.201	$\omega^2 = .032$.017	.071	---	---	---
FCR_ND	1239.610	7	177.087	3.353	.003	$\omega^2 = .152$.020	.092	---	---	---
FCU_ND	370.144	7	52.878	.454	.865	$\omega^2 = .043$.021	.100	---	---	---

Tabela 40.4. Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVY) z powtarzanymi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF)

MDF: (Miesiąc)	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BR_ND	BW1	---	.605	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	SND2	.605	---	.838	1.000	1.000	.072	1.000	.034
	DD3	1.000	.838	---	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	SDND4	1.000	1.000	1.000	---	1.000	1.000	1.000	1.000
	DDND5	1.000	1.000	1.000	1.000	---	1.000	1.000	.586
	SD6	1.000	.072	1.000	1.000	1.000	---	1.000	1.000
	DND7	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	---	1.000
	BW8	1.000	.034	1.000	1.000	.586	1.000	1.000	---
FCR_ND	BW1	---	1.000	1.000	.069	1.000	1.000	1.000	1.000
	SND2	1.000	---	1.000	1.000	.254	1.000	1.000	1.000
	DD3	1.000	1.000	---	.944	.681	1.000	1.000	1.000
	SDND4	.069	1.000	.944	---	.001	1.000	1.000	.830
	DDND5	1.000	.254	.681	.001	---	.392	.067	.777
	SD6	1.000	1.000	1.000	1.000	.392	---	1.000	1.000
	DND7	1.000	1.000	1.000	1.000	.067	1.000	---	1.000
	BW8	1.000	1.000	1.000	.830	.777	1.000	1.000	---

Tabela 40.5. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF)

Zmienna: Miesiąc	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	BW1	6.269	81.500	73.538	11.377	22.716	p=0.002	W=0.250
	SND2	5.192	67.500	67.462	5.939			
	DD3	5.231	68.000	69.769	10.109			
	SDND4	2.615	34.000	63.250	4.023			
	DDND5	4.923	64.000	68.846	10.946			
	SD6	3.154	41.000	63.417	4.291			
	DND7	3.769	49.000	65.250	4.166			
	BW8	4.846	63.000	66.917	3.796			
BRD_D	BW1	4.308	56.000	63.769	11.512	11.664	p=0.112	W=0.128
	SND2	3.462	45.000	58.692	7.216			
	DD3	4.923	64.000	62.083	5.965			
	SDND4	5.615	73.000	65.083	7.297			
	DDND5	5.538	72.000	66.615	11.486			
	SD6	4.846	63.000	62.250	5.599			
	DND7	3.808	49.500	59.667	6.498			
	BW8	3.500	45.500	59.500	6.690			
FCR_D	BW1	3.846	50.000	69.000	11.262	12.984	p=0.073	W=0.143
	SND2	4.308	56.000	70.077	4.856			
	DD3	3.731	48.500	69.692	9.508			
	SDND4	6.346	82.500	77.462	7.623			
	DDND5	5.038	65.500	74.462	12.177			
	SD6	4.077	53.000	69.500	4.646			
	DND7	5.000	65.000	71.154	5.257			
	BW8	3.654	47.500	70.385	6.076			

Tabela 40.6. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 39.015 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna: Mięsień	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BB_D	BW1	---	14	13.5	47.5	17.5	40.5	32.5	18.5
	SND2	14	---	0.5	33.5	3.5	26.5	18.5	4.5
	DD3	13.5	0.5	---	34	4	27	19	5
	SDND4	47.5	33.5	34	---	30	7	15	29
	DDND5	17.5	3.5	4	30	---	23	15	1
	SD6	40.5	26.5	27	7	23	---	8	22
	DND7	32.5	18.5	19	15	15	8	---	14
	BW8	18.5	4.5	5	29	1	22	14	---

Tabela 40.7. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF)

Efekt dla Czynnika	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G					
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p	
BR_D												
Typ Wysiłku	86.556	1	86.556	1.413	.257	$\omega^2 = .029$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	399.231	2	199.616	7.021	.004	$\omega^2 = .309$.593	.056	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	81.932	2	40.966	.851	.439	$\omega^2 = .011$.958	.790	---	---	---	
BRD_D												
Typ Wysiłku	11.861	1	11.861	.216	.650	$\omega^2 = .059$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	580.430	2	290.215	8.631	.001	$\omega^2 = .361$.894	.541	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	9.747	2	4.873	.102	.903	$\omega^2 = .071$.674	.114	---	---	---	
FCU_D												
Typ Wysiłku	269.551	1	269.551	1.028	.331	$\omega^2 = .002$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	292.000	2	146.000	.847	.441	$\omega^2 = .011$.965	.820	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	1910.564	2	955.282	2.239	.128	$\omega^2 = .084$.585	.052	---	---	---	
BB_ND												
Typ Wysiłku	220.013	1	220.013	3.371	.091	$\omega^2 = .145$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	87.410	2	43.705	1.266	.300	$\omega^2 = .019$.945	.734	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	15.103	2	7.551	.255	.777	$\omega^2 = .058$.996	.977	---	---	---	
BR_ND												
Typ Wysiłku	9.462	1	9.462	.149	.706	$\omega^2 = .064$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	442.864	2	221.432	4.512	.022	$\omega^2 = .207$.820	.335	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	199.257	2	99.629	2.674	.089	$\omega^2 = .110$.972	.856	---	---	---	
BRD_ND												
Typ Wysiłku	18.921	1	18.921	.645	.438	$\omega^2 = .026$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	127.215	2	63.608	2.088	.146	$\omega^2 = .075$.868	.458	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	133.513	2	66.756	1.390	.269	$\omega^2 = .028$.877	.485	---	---	---	
FCR_ND												
Typ Wysiłku	312.000	1	312.000	4.571	.054	$\omega^2 = .203$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	51.769	2	25.885	.582	.566	$\omega^2 = .032$.908	.587	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	748.692	2	374.346	5.765	.009	$\omega^2 = .261$.957	.786	---	---	---	
FCU_ND												
Typ Wysiłku	1.282	1	1.282	.011	.919	$\omega^2 = .076$	1.000	--	---	---	---	
Kończyna	101.333	2	50.667	.724	.495	$\omega^2 = .021$.869	.462	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	15.179	2	7.590	.061	.941	$\omega^2 = .075$.384	.005	1.237	14.847	.857	

Tabela 40.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla czynnika: kończyzna dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF): BR_D, BRD_D i BR_ND

Mięsień	Kończyna	DND	D	ND
BR_D	DND	--	.047	.932
	D	.047	--	.004
	ND	.932	.004	--
BRD_D	DND	--	.093	.001
	D	.093	--	.227
	ND	.001	.227	--
BR_ND	DND	--	.336	.569
	D	.336	--	.019
	ND	.569	.019	--

Tabela 40.9. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanymi pomiarami dla różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla FCR_ND

Mięsień	Warunek	SDND4	SD6	SND2	DDND5	DD3	DND7
FCR_ND	SDND4	--	1.000	1.000	.008	.950	1.000
	SD6	1.000	--	1.000	.494	1.000	1.000
	SND2	1.000	1.000	--	.360	1.000	1.000
	DDND5	.008	.494	.360	--	.743	.141
	DD3	.950	1.000	1.000	.743	--	1.000
	DND7	1.000	1.000	1.000	.141	1.000	--

Tabela 40.10. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla BB_D i FCR_D

Zmienna: Miesięć	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	SND2	2.423	31.500	63.250	4.023	13.356	p=0.02	W=0.205
	DD3	2.615	34.000	63.417	4.291			
	SDND4	4.308	56.000	67.462	5.939			
	DDND5	4.077	53.000	68.846	10.946			
	SD6	4.269	55.500	69.769	10.109			
	DND7	3.308	43.000	65.250	4.166			
FCR_D	SND2	4.769	62.000	77.462	7.623	9.265	p=0.099	W=0.143
	DD3	2.962	38.500	69.500	4.646			
	SDND4	3.192	41.500	70.077	4.856			
	DDND5	3.692	48.000	74.462	12.177			
	SD6	2.846	37.000	69.692	9.508			
	DND7	3.538	46.000	71.154	5.257			

Tabela 40.11. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla BB_D i FCR_ND

Zmienna (Miesięć)	Kończyna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	DND	1.904	49.500	66.048	8.569	1.196	p=0.550	W=0.023
	D	1.923	50.000	66.593	8.269			
	ND	2.173	56.500	66.356	5.151			
FCU_ND	DND	2.385	62.000	75.962	10.070	7.471	p=0.024	W=0.144
	D	1.635	42.500	69.596	7.332			
	ND	1.981	51.500	70.615	4.989			

Tabela 40.12. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) dla FCR_D

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli >17.263 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna (Mieśień):	Kończyna	DND	D	ND
FCR_D	DND	---	19.5	10.5
	D	19.5	---	9
	ND	10.5	9	---

Tabela 40.13. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) z wykorzystaniem testu Wilcoxon

Mieśień	Wysiłek	Z	p	Wielkość Efektu
BB_D	Statyczny / Dynamiczny	1.914	.056	.531
FCR_ND	Statyczny / Dynamiczny	.595	.552	.165

Tabela 40.14. Analiza porównawcza dla mediany częstotliwości sygnału EMG (MDF) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcoxon

Zmienna: Mieśień	Warunek	t	df	p	Wielkość Efektu	Z	p	Wielkość Efektu
BB	BW1	.330	12.000	.747	d=.087	---	---	---
	SND2	-.083	12.000	.935	d=.029	---	---	---
	DD3	-1.404	12.000	.186	d=.330	---	---	---
	SDND4	-2.931	12.000	.013	d=1.050	---	---	---
	DDND5	-2.868	12.000	.014	d=.447	---	---	---
	SD6	-3.063	12.000	.010	d=1.195	---	---	---
	DND7	-2.760	12.000	.017	d=.914	---	---	---
	BW8	-1.133	12.000	.279	d=.426	---	---	---
BR	BW1	-.617	12.000	.549	d=.230	---	---	---
	SND2	2.848	12.000	.015	d=.877	---	---	---
	DD3	-2.050	12.000	.063	d=.754	---	---	---
	SDND4	-.294	12.000	.773	d=.088	---	---	---
	DDND5	-.415	12.000	.686	d=.108	---	---	---
	SD6	-3.360	12.000	.006	d=1.160	---	---	---
	DND7	---	---	---	---	.431	.666	r=.120
	BW8	-2.784	12.000	.017	d=.806	---	---	---
BRD	BW1	-.965	12.000	.354	d=.321	---	---	---
	SND2	-3.417	12.000	.005	d=1.147	---	---	---
	DD3	-1.753	12.000	.105	d=.517	---	---	---
	SDND4	-1.084	12.000	.300	d=.416	---	---	---
	DDND5	-.232	12.000	.821	d=.032	---	---	---
	SD6	-.868	12.000	.402	d=.282	---	---	---
	DND7	-3.235	12.000	.007	d=1.088	---	---	---
	BW8	-1.649	12.000	.125	d=.603	---	---	---
FCR	BW1	---	---	---	---	1.334	.182	r=.370
	SND2	.323	12.000	.752	d=.107	---	---	---
	DD3	.459	12.000	.654	d=.189	---	---	---
	SDND4	---	---	---	---	.863	.388	r=.239
	DDND5	2.716	12.000	.019	d=1.186	---	---	---
	SD6	.423	12.000	.680	d=.168	---	---	---
	DND7	---	---	---	---	.489	.625	r=.136
	BW8	---	---	---	---	.889	.374	r=.247
FCU	BW1	1.371	12.000	.196	d=.304	---	---	---
	SND2	2.305	12.000	.040	d=.594	---	---	---
	DD3	2.812	12.000	.016	d=.571	---	---	---
	SDND4	2.521	12.000	.027	d=.988	---	---	---
	DDND5	1.491	12.000	.162	d=.400	---	---	---
	SD6	.380	12.000	.711	d=.146	---	---	---
	DND7	.607	12.000	.555	d=.182	---	---	---
	BW8	---	---	---	---	1.572	.116	r=.436

PKF

Tabela 41.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) z wykorzystaniem testu Shapiro –Wilka

PKF: Kończyna / Miesiąc	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8		
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	
D	BB	.944	.512	.919	.244	.945	.525	.905	.157	.930	.339	.955	.673	.982	.988	.950	.599
	BR	.910	.185	.932	.363	.944	.516	.901	.139	.924	.287	.911	.190	.906	.161	.879	.070
	BRD	.923	.271	.916	.225	.899	.131	.858	.036	.869	.051	.891	.100	.880	.071	.937	.420
	FCR	.951	.612	.860	.039	.960	.748	.957	.705	.876	.063	.888	.093	.884	.080	.983	.990
	FCU	.726	.001	.884	.081	.841	.022	.800	.007	.898	.126	.904	.150	.939	.448	.964	.808
ND	BB	.968	.868	.886	.086	.918	.234	.897	.122	.961	.772	.894	.112	.887	.089	.941	.472
	BR	.954	.661	.887	.088	.858	.036	.899	.128	.923	.276	.877	.066	.896	.117	.981	.982
	BRD	.899	.131	.759	.002	.813	.010	.776	.004	.821	.012	.884	.082	.954	.668	.947	.558
	FCR	.931	.350	.915	.215	.840	.021	.905	.158	.941	.471	.726	.001	.972	.915	.927	.307
	FCU	.957	.702	.931	.349	.956	.688	.956	.684	.932	.365	.887	.088	.856	.034	.844	.024

Tabela 41.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) z wykorzystaniem testu Leven'a

MDF: Kończyna / Miesiąc	ANOVA		ANOVA 2x3		
	F	p	F	p	
D	BB	3.704	.001	4.153	.002
	BR	.763	.620	.676	.643
	BRD	2.167	.044	2.513	.037
	FCR	4.037	.001	4.636	.001
	FCU	2.898	.009	2.503	.038
ND	BB	1.762	.104	2.262	.057
	BR	3.481	.002	1.055	.393
	BRD	3.141	.005	2.577	.033
	FCR	3.840	.001	4.926	.001
	FCU	4.196	.000	3.934	.003

Tabela 41.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF)

Zmienna (PKF):	ANOVA					Wielkość Efektu	Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p		W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p
BR_D	849.248	7	121.321	1.420	.208	$\omega^2 = .031$.033	.221	---	---	---
BB_ND	1219.895	7	174.271	1.860	.087	$\omega^2 = .061$.015	.055	---	---	---

Tabela 41.4. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF)

Zmienna: Miesiąc	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	BW1	3.231	42.000	59.923	12.114	14.461	p=.044	W=.159
	SND2	4.769	62.000	63.077	11.280			
	DD3	4.923	64.000	67.615	19.868			
	SDND4	3.231	42.000	57.231	14.973			
	DDND5	5.192	67.500	66.385	7.489			
	SD6	6.077	79.000	68.667	5.297			
	DND7	4.462	58.000	63.417	5.634			
	BW8	4.115	53.500	63.000	5.831			
BRD_D	BW1	4.615	60.000	57.833	11.209	8.873	p=.262	W=.098
	SND2	3.346	43.500	45.692	18.531			
	DD3	4.231	55.000	56.923	11.550			
	SDND4	3.692	48.000	48.692	20.970			
	DDND5	5.385	70.000	63.083	10.935			
	SD6	5.231	68.000	59.538	10.129			
	DND7	4.231	55.000	55.308	13.786			
	BW8	5.269	68.500	58.538	14.099			
FCR_D	BW1	2.692	35.000	46.385	17.821	23.467	p=.001	W=.258
	SND2	5.923	77.000	61.000	10.206			
	DD3	4.692	61.000	59.167	8.620			
	SDND4	5.923	77.000	62.333	7.706			
	DDND5	3.923	51.000	51.538	20.119			
	SD6	3.000	39.000	45.615	22.359			
	DND7	5.385	70.000	61.667	5.778			
	BW8	4.462	58.000	58.167	6.914			
FCU_D	BW1	3.615	47.000	70.154	29.109	8.579	p=.284	W=.094
	SND2	4.038	52.500	70.154	28.688			
	DD3	6.000	78.000	77.077	17.081			
	SDND4	4.192	54.500	57.923	23.620			
	DDND5	4.000	52.000	60.615	36.793			
	SD6	4.462	58.000	61.077	27.330			
	DND7	4.615	60.000	67.000	13.058			
	BW8	5.077	66.000	69.250	9.266			
BR_ND	BW1	3.154	41.000	54.538	18.397	14.752	p=.039	W=.162
	SND2	3.846	50.000	59.846	11.859			
	DD3	4.423	57.500	64.000	5.745			
	SDND4	5.000	65.000	65.750	9.951			
	DDND5	4.154	54.000	62.538	9.413			
	SD6	5.846	76.000	66.750	10.305			
	DND7	3.769	49.000	63.250	7.084			
	BW8	5.808	75.500	68.000	4.262			
BRD_ND	BW1	4.538	59.000	60.000	7.427	4.867	p=.676	W=.053
	SND2	4.308	56.000	51.615	21.770			
	DD3	3.962	51.500	53.077	18.099			
	SDND4	3.538	46.000	50.385	20.982			
	DDND5	4.731	61.500	54.769	20.352			
	SD6	5.269	68.500	61.750	8.633			
	DND7	5.038	65.500	62.692	9.232			
	BW8	4.615	60.000	57.769	12.511			
FCR_ND	BW1	3.538	46.000	55.923	10.920	11.943	p=.102	W=.131
	SND2	4.308	56.000	58.000	8.165			
	DD3	3.769	49.000	50.231	19.753			
	SDND4	5.385	70.000	61.917	9.473			
	DDND5	4.000	52.000	57.083	7.342			

	SD6	5.731	74.500	63.667	9.223				
	DND7	5.462	71.000	64.769	7.350				
	BW8	3.808	49.500	56.769	14.060				
	BW1	3.538	46.000	55.769	25.499				
	SND2	3.615	47.000	57.000	10.528				
	DD3	4.808	62.500	61.000	20.104				
	SDND4	6.000	78.000	67.250	9.248				
FCU_ND	DDND5	4.000	52.000	57.154	35.538	14.348	p=.045	W=.158	
	SD6	5.038	65.500	65.231	20.405				
	DND7	5.500	71.500	68.385	11.064				
	BW8	3.500	45.500	58.917	5.979				

Tabela 41.5. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) dla FCR_D

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 39.015 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna: Mieśień	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
FCR_D	BW1	---	42	26	42	16	4	35	23
	SND2	42	---	16	0	26	38	7	19
	DD3	26	16	---	16	10	22	9	3
	SDND4	42	0	16	---	26	38	7	19
	DDND5	16	26	10	26	---	12	19	7
	SD6	4	38	22	38	12	---	31	19
	DND7	35	7	9	7	19	31	---	12
	BW8	23	19	3	19	7	19	12	---

Tabela 41.6. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF)

Efekt dla Czynnika	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p
BR_D											
Typ Wysiłku	158.912	1	158.912	1.574	.234	$\omega^2 = .039$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	238.652	2	119.326	1.916	.169	$\omega^2 = .063$.598	.059	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	78.054	2	39.027	.406	.671	$\omega^2 = .046$.856	.425	---	---	---
BB_ND											
Typ Wysiłku	515.388	1	515.388	4.396	.058	$\omega^2 = .195$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	223.249	2	111.624	1.957	.163	$\omega^2 = .066$.960	.799	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	132.220	2	66.110	.527	.597	$\omega^2 = .036$.591	.056	---	---	---
BR_ND											
Typ Wysiłku	14.174	1	14.174	.373	.553	$\omega^2 = .046$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	198.468	2	99.234	1.918	.169	$\omega^2 = .064$.986	.924	---	---	---
Typ Wysiłku*Kończyna	177.333	2	88.667	1.018	.376	$\omega^2 = .001$.983	.910	---	---	---

Tabela 41.7. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF)

Zmienna: Mięsień	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	SND2	2.423	31.500	57.231	14.973	8.635	p=.124	W=.133
	DD3	4.462	58.000	68.667	5.297			
	SDND4	3.615	47.000	63.077	11.280			
	DDND5	3.731	48.500	66.385	7.489			
	SD6	3.615	47.000	67.615	19.868			
	DND7	3.154	41.000	63.417	5.634			
BRD_D	SND2	2.923	38.000	48.692	20.970	6.387	p=.270	W=.098
	DD3	4.000	52.000	59.538	10.129			
	SDND4	2.885	37.500	45.692	18.531			
	DDND5	4.346	56.500	63.083	10.935			
	SD6	3.423	44.500	56.923	11.550			
	DND7	3.423	44.500	55.308	13.786			
FCR_D	SND2	4.538	59.000	62.333	7.706	17.244	p=.004	W=.133
	DD3	2.115	27.500	45.615	22.359			
	SDND4	4.385	57.000	61.000	10.206			
	DDND5	2.692	35.000	51.538	20.119			
	SD6	3.385	44.000	59.167	8.620			
	DND7	3.885	50.500	61.667	5.778			
FCU_D	SND2	3.308	43.000	57.923	23.620	6.493	p=.261	W=.099
	DD3	3.462	45.000	61.077	27.330			
	SDND4	3.154	41.000	70.154	28.688			
	DDND5	2.923	38.000	60.615	36.793			
	SD6	4.615	60.000	77.077	17.081			
	DND7	3.538	46.000	67.000	13.058			
BRD_ND	SND2	2.769	36.000	50.385	20.982	4.887	p=.430	W=.075
	DD3	4.192	54.500	61.750	8.633			
	SDND4	3.346	43.500	51.615	21.770			
	DDND5	3.654	47.500	54.769	20.352			
	SD6	3.192	41.500	53.077	18.099			
	DND7	3.846	50.000	62.692	9.232			
FCR_ND	SND2	4.154	54.000	61.917	9.473	8.446	p=.133	W=.130
	DD3	4.192	54.500	63.667	9.223			
	SDND4	3.154	41.000	58.000	8.165			
	DDND5	2.808	36.500	57.083	7.342			
	SD6	2.769	36.000	50.231	19.753			
	DND7	3.923	51.000	64.769	7.350			
FCU_ND	SND2	4.462	58.000	67.250	9.248	8.543	p=.129	W=.131
	DD3	3.654	47.500	65.231	20.405			
	SDND4	2.615	34.000	57.000	10.528			
	DDND5	2.923	38.000	57.154	35.538			
	SD6	3.385	44.000	61.000	20.104			
	DND7	3.962	51.500	68.385	11.064			

Tabela 41.8. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyna dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF)

Zmienna (Mieścień)	Kończyna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	DND	1.712	44.500	61.808	12.503	4.545	p=.103	W=.087
	D	2.288	59.500	68.141	14.256			
	ND	2.000	52.000	63.247	8.737			
BRD_D	DND	2.135	55.500	55.888	17.953	2.54	p=.281	W=.049
	D	2.115	55.000	58.231	10.727			
	ND	1.750	45.500	50.500	16.736			
FCR_D	DND	1.923	50.000	56.936	15.909	4.000	p=.135	W=.077
	D	1.769	46.000	52.391	17.983			
	ND	2.308	60.000	61.333	8.133			
FCU_D	DND	1.904	49.500	59.269	30.323	1.767	p=.413	W=.034
	D	2.212	57.500	69.077	23.772			
	ND	1.885	49.000	68.577	21.896			
BRD_ND	DND	1.904	49.500	52.577	20.375	.532	p=.766	W=.010
	D	2.096	54.500	57.413	14.580			
	ND	2.000	52.000	57.154	17.329			
FCR_ND	DND	1.942	50.500	59.500	8.662	.136	p=.934	W=.003
	D	2.038	53.000	56.949	16.585			
	ND	2.019	52.500	61.385	8.357			
FCU_ND	DND	2.077	54.000	62.202	25.957	.252	p=.881	W=.005
	D	1.942	50.500	63.115	19.963			
	ND	1.981	51.500	62.692	12.069			

Tabela 41.9. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) z wykorzystaniem testu Wilcoxon

Mieścień	Wysiłek	Z	p	Wielkość Efektu
BB_D	Statyczny / Dynamiczny	1.109	.267	.308
BRD_D	Statyczny / Dynamiczny	2.338	.019	.648
FCR_D	Statyczny / Dynamiczny	.113	.910	.031
FCU_D	Statyczny / Dynamiczny	.879	.379	.244
BRD_ND	Statyczny / Dynamiczny	.474	.635	.131
FCR_ND	Statyczny / Dynamiczny	1.196	.232	.331
FCU_ND	Statyczny / Dynamiczny	.196	.845	.054

Tabela 41.10. Analiza porównawcza dla częstotliwości sygnału EMG z maksymalną wartością widma (PKF) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcoxon

Zmienna: Mieścień	Warunek	t	df	p	Wielkość Efektu	Z	p	Wielkość Efektu
BB	BW1	-2.632	12	.022	d=.985	---	---	---
	SND2	.340	12	.739	d=.153	---	---	---
	DD3	.244	12	.811	d=.100	---	---	---
	SDND4	-2.297	12	.040	d=.839	---	---	---
	DDND5	-0.820	12	.428	d=.278	---	---	---
	SD6	2.171	12	.051	d=.838	---	---	---
	DND7	-1.724	12	.110	d=.718	---	---	---
	BW8	-0.089	12	.930	d=.038	---	---	---
BR	BW1	.571	12	.578	d=.220	---	---	---
	SND2	2.212	12	.047	d=.642	---	---	---
	DD3	---	---	---	---	2.550	.011	r=.707
	SDND4	-0.905	12	.383	d=.309	---	---	---
	DDND5	.049	12	.962	d=.016	---	---	---

	SD6	-0.897	12	.387	d=.420	---	---	---
	DND7	-0.202	12	.844	d=.076	---	---	---
	BW8	-1.037	12	.320	d=.360	---	---	---
	BW1	-0.718	12	.486	d=.237	---	---	---
BRD	SND2	---	---	---	---	1.020	.308	r=.283
	DD3	---	---	---	---	.667	.505	r=.185
	SDND4	---	---	---	---	.210	.834	r=.058
	DDND5	---	---	---	---	1.258	.208	r=.349
	SD6	-0.792	12	.444	d=.245	---	---	---
	DND7	-1.868	12	.086	d=.655	---	---	---
	BW8	.140	12	.891	d=.060	---	---	---
	BW1	-1.679	12	.119	d=.672	---	---	---
FCR	SND2	---	---	---	---	1.083	.279	r=.300
	DD3	---	---	---	---	1.433	.152	r=.397
	SDND4	.124	12	.903	d=.050	---	---	---
	DDND5	-0.968	12	.352	d=.381	---	---	---
	SD6	---	---	---	---	2.166	.030	r=.600
	DND7	-1.015	12	.330	d=.488	---	---	---
	BW8	.323	12	.752	d=.131	---	---	---
	BW1	---	---	---	---	1.118	.263	r=.310
FCU	SND2	1.576	12	.141	d=.634	---	---	---
	DD3	---	---	---	---	2.900	.004	r=.804
	SDND4	---	---	---	---	1.398	.162	r=.388
	DDND5	.278	12	.786	d=.100	---	---	---
	SD6	-0.571	12	.579	d=.179	---	---	---
	DND7	---	---	---	---	.471	.638	r=.131
	BW8	---	---	---	---	2.578	.010	r=.715

MNP

Tabela 42.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) z wykorzystaniem testu Shapiro –Wilka

MNP: Kończyna / Miejsce	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8		
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	
D	BB	.918	.238	.929	.333	.904	.150	.847	.026	.935	.397	.829	.016	.899	.130	.887	.089
	BR	.883	.078	.787	.005	.906	.164	.702	.001	.911	.189	.932	.357	.814	.010	.970	.894
	BRD	.890	.096	.934	.383	.836	.019	.776	.004	.898	.125	.927	.310	.927	.312	.854	.032
	FCR	.930	.341	.751	.002	.775	.004	.820	.012	.849	.027	.913	.202	.927	.310	.930	.341
	FCU	.691	.000	.726	.001	.808	.009	.920	.254	.876	.064	.698	.001	.931	.356	.878	.066
ND	BB	.848	.027	.851	.029	.844	.024	.726	.001	.829	.016	.779	.004	.796	.006	.848	.027
	BR	.908	.173	.923	.279	.927	.314	.917	.231	.903	.149	.851	.029	.926	.303	.943	.497
	BRD	.858	.036	.838	.020	.890	.096	.631	.000	.872	.056	.810	.009	.850	.029	.889	.095
	FCR	.778	.004	.962	.779	.972	.913	.756	.002	.654	.000	.879	.069	.897	.121	.815	.010
	FCU	.829	.016	.917	.229	.883	.079	.788	.005	.881	.074	.626	.000	.851	.029	.702	.001

Tabela 42.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzającymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) z wykorzystaniem testu Leven'a

MDF: Kończyna / Miejsce	ANOVA		ANOVA 2x3		
	F	p	F	p	
D	BB	5.980	.000	4.575	.001
	BR	6.803	.000	4.567	.001
	BRD	11.342	.000	9.200	.000
	FCR	10.980	.000	7.994	.000
	FCU	6.198	.000	4.839	.001

	BB	4.991	.000	3.812	.004
	BR	4.785	.000	1.720	.141
ND	BRD	5.284	.000	3.543	.006
	FCR	5.516	.000	5.298	.000
	FCU	3.800	.001	2.639	.030

Tabela 42.3. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)

Zmienna: Mieśień	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	BW1	2.154	28.000	26.763	20.240	45.846	p<0.000	W=.504
	SND2	3.231	42.000	36.258	18.708			
	DD3	4.385	57.000	60.006	46.293			
	SDND4	6.846	89.000	123.700	96.880			
	DDND5	6.846	89.000	128.325	87.432			
	SD6	5.000	65.000	76.540	62.298			
	DND7	4.692	61.000	64.921	46.985			
	BW8	2.846	37.000	35.192	25.977			
BR_D	BW1	1.769	23.000	6.746	5.597	48.538	p<0.000	W=.533
	SND2	3.385	44.000	12.043	10.148			
	DD3	4.462	58.000	18.274	13.271			
	SDND4	6.385	83.000	35.023	37.849			
	DDND5	7.000	91.000	44.567	35.585			
	SD6	5.385	70.000	22.609	13.233			
	DND7	4.846	63.000	20.723	17.502			
	BW8	2.769	36.000	8.387	4.361			
BRD_D	BW1	2.000	26.000	3.236	2.320	62.103	p<0.000	W=.682
	SND2	4.615	60.000	8.636	5.979			
	DD3	4.385	57.000	8.459	8.127			
	SDND4	7.077	92.000	20.545	18.498			
	DDND5	6.923	90.000	29.908	26.048			
	SD6	5.846	76.000	10.637	6.367			
	DND7	3.154	41.000	4.898	3.207			
	BW8	2.000	26.000	2.995	2.024			
FCR_D	BW1	2.769	36.000	2.693	1.601	51.256	p<0.000	W=.563
	SND2	3.462	45.000	4.814	4.699			
	DD3	3.846	50.000	5.802	6.299			
	SDND4	6.846	89.000	14.385	13.470			
	DDND5	7.308	95.000	18.329	15.671			
	SD6	5.538	72.000	9.572	8.073			
	DND7	3.769	49.000	4.091	2.819			
	BW8	2.462	32.000	2.795	1.712			
FCU_D	BW1	3.000	39.000	1.507	1.698	38.179	p<0.000	W=.420
	SND2	3.308	43.000	2.049	2.146			
	DD3	5.538	72.000	5.341	5.421			
	SDND4	5.538	72.000	4.827	3.102			
	DDND5	7.077	92.000	8.690	7.302			
	SD6	5.308	69.000	4.014	4.048			
	DND7	3.692	48.000	1.512	.725			
	BW8	2.538	33.000	1.117	.779			
BB_ND	BW1	2.077	27.000	29.013	17.745	34.359	p<0.000	W=.378
	SND2	4.462	58.000	64.303	49.355			
	DD3	5.538	72.000	91.977	68.211			
	SDND4	6.000	78.000	119.516	122.464			
	DDND5	6.308	82.000	154.494	150.044			
	SD6	3.692	48.000	58.493	53.672			

	DND7	5.000	65.000	97.893	109.445			
	BW8	2.923	38.000	54.529	54.562			
BR_ND	BW1	1.923	25.000	6.023	4.478	39.077	p<0.000	W=.429
	SND2	4.615	60.000	14.657	7.501			
	DD3	4.769	62.000	18.518	12.867			
	SDND4	5.538	72.000	23.241	15.124			
	DDND5	6.769	88.000	31.805	17.711			
	SD6	4.462	58.000	18.556	15.346			
	DND7	5.462	71.000	19.032	13.944			
	BW8	2.462	32.000	9.604	5.044			
BRD_ND	BW1	2.077	27.000	3.602	3.161	46.641	p<0.000	W=.513
	SND2	6.077	79.000	18.121	17.473			
	DD3	4.231	55.000	9.886	8.792			
	SDND4	6.538	85.000	23.708	34.426			
	DDND5	6.385	83.000	19.309	16.750			
	SD6	3.308	43.000	5.641	4.992			
	DND7	4.846	63.000	14.994	15.813			
	BW8	2.538	33.000	4.913	3.873			
FCR_ND	BW1	3.538	46.000	4.213	4.642	37.774	p<0.000	W=.415
	SND2	5.692	74.000	6.410	3.386			
	DD3	4.462	58.000	4.424	2.090			
	SDND4	6.769	88.000	12.486	12.102			
	DDND5	5.692	74.000	11.237	14.613			
	SD6	2.385	31.000	2.879	1.958			
	DND7	4.923	64.000	6.905	5.427			
	BW8	2.538	33.000	2.665	2.152			
FCU_ND	BW1	2.077	27.000	.811	.872	38.487	p<0.000	W=.423
	SND2	5.462	71.000	2.446	1.859			
	DD3	4.769	62.000	2.139	1.895			
	SDND4	5.692	74.000	2.782	2.755			
	DDND5	6.769	88.000	4.066	3.372			
	SD6	3.462	45.000	1.356	1.684			
	DND7	5.000	65.000	3.135	3.226			
	BW8	2.769	36.000	1.229	1.524			

Tabela 42.4. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 28 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna: Mięsień	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
BB_D	BW1	---	14	29	61	61	37	33	9
	SND2	14	---	15	47	47	23	19	5
	DD3	29	15	---	32	32	8	4	20
	SDND4	61	47	32	---	0	24	28	52
	DDND5	61	47	32	0	---	24	28	52
	SD6	37	23	8	24	24	---	4	28
	DND7	33	19	4	28	28	4	---	24
	BW8	9	5	20	52	52	28	24	---
BR_D	BW1	---	21	35	60	68	47	40	13
	SND2	21	---	14	39	47	26	19	8
	DD3	35	14	---	25	33	12	5	22
	SDND4	60	39	25	---	8	13	20	47
	DDND5	68	47	33	8	---	21	28	55
	SD6	47	26	12	13	21	---	7	34
	DND7	40	19	5	20	28	7	---	27

Załącznik nr 12: Szczegółowe wyniki przeprowadzonych analiz statystycznych

	BW8	13	8	22	47	55	34	27	---
BRD_D	BW1	---	34	31	66	64	50	15	0
	SND2	34	---	3	32	30	16	19	34
	DD3	31	3	---	35	33	19	16	31
	SDND4	66	32	35	---	2	16	51	66
	DDND5	64	30	33	2	---	14	49	64
	SD6	50	16	19	16	14	---	35	50
	DND7	15	19	16	51	49	35	---	15
	BW8	0	34	31	66	64	50	15	---
FCR_D	BW1	---	9	14	53	59	36	13	4
	SND2	9	---	5	44	50	27	4	13
	DD3	14	5	---	39	45	22	1	18
	SDND4	53	44	39	---	6	17	40	57
	DDND5	59	50	45	6	---	23	46	63
	SD6	36	27	22	17	23	---	23	40
	DND7	13	4	1	40	46	23	---	17
	BW8	4	13	18	57	63	40	17	---
FCU_D	BW1	---	4	33	33	53	30	9	6
	SND2	4	---	29	29	49	26	5	10
	DD3	33	29	---	0	20	3	24	39
	SDND4	33	29	0	---	20	3	24	39
	DDND5	53	49	20	20	---	23	44	59
	SD6	30	26	3	3	23	---	21	36
	DND7	9	5	24	24	44	21	---	15
	BW8	6	10	39	39	59	36	15	---
BB_ND	BW1	---	31	45	51	55	21	38	11
	SND2	31	---	14	20	24	10	7	20
	DD3	45	14	---	6	10	24	7	34
	SDND4	51	20	6	---	4	30	13	40
	DDND5	55	24	10	4	---	34	17	44
	SD6	21	10	24	30	34	---	17	10
	DND7	38	7	7	13	17	17	---	27
	BW8	11	20	34	40	44	10	27	---
BR_ND	BW1	---	35	37	47	63	33	46	7
	SND2	35	---	2	12	28	2	11	28
	DD3	37	2	---	10	26	4	9	30
	SDND4	47	12	10	---	16	14	1	40
	DDND5	63	28	26	16	---	30	17	56
	SD6	33	2	4	14	30	---	13	26
	DND7	46	11	9	1	17	13	---	39
	BW8	7	28	30	40	56	26	39	---
BRD_ND	BW1	---	52	28	58	56	16	36	6
	SND2	52	---	24	6	4	36	16	46
	DD3	28	24	---	30	28	12	8	22
	SDND4	58	6	30	---	2	42	22	52
	DDND5	56	4	28	2	---	40	20	50
	SD6	16	36	12	42	40	---	20	10
	DND7	36	16	8	22	20	20	---	30
	BW8	6	46	22	52	50	10	30	---
FCR_ND	BW1	---	28	12	42	28	15	18	13
	SND2	28	---	16	14	0	43	10	41
	DD3	12	16	---	30	16	27	6	25
	SDND4	42	14	30	---	14	57	24	55
	DDND5	28	0	16	14	---	43	10	41
	SD6	15	43	27	57	43	---	33	2
	DND7	18	10	6	24	10	33	---	31
	BW8	13	41	25	55	41	2	31	---

FCU_ND	BW1	---	44	35	47	61	18	38	9
	SND2	44	---	9	3	17	26	6	35
	DD3	35	9	---	12	26	17	3	26
	SDND4	47	3	12	---	14	29	9	38
	DDND5	61	17	26	14	---	43	23	52
	SD6	18	26	17	29	43	---	20	9
	DND7	38	6	3	9	23	20	---	29
	BW8	9	35	26	38	52	9	29	---

Tabela 42.5. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzaniem pomiarów dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)

Efekt dla Czynnika	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p
BR_ND											
Typ Wysilku	360.679	1	360.679	2.221	.162	$\omega^2 = .080$	1.000	---	---	---	---
Kończyna	1712.885	2	856.443	10.476	.001	$\omega^2 = .412$.794	.280	---	---	---
Typ Wysilku*Kończyna	240.540	2	120.270	.866	.433	$\omega^2 = .010$.712	.155	---	---	---

Tabela 42.6. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzaniem pomiarów dla czynnika: kończyna dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) dla BR_ND

Miesiąc	Kończyna	DND	D	ND
BR_ND	DND	---	.004	.001
	D	.004	---	1.000
	ND	.001	1.000	---

Tabela 42.7. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)

Zmienna: Miesiąc	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	SND2	5.000	65.000	123.700	96.880	29.747	p<0.000	W=.458
	DD3	3.385	44.000	76.540	62.298			
	SDND4	1.846	24.000	36.258	18.708			
	DDND5	5.000	65.000	128.325	87.432			
	SD6	2.846	37.000	60.006	46.293			
	DND7	2.923	38.000	64.921	46.985			
BR_D	SND2	4.385	57.000	35.023	37.849	24.033	p<0.000	W=.370
	DD3	3.538	46.000	22.609	13.233			
	SDND4	1.846	24.000	12.043	10.148			
	DDND5	5.077	66.000	44.567	35.585			
	SD6	2.846	37.000	18.274	13.271			
	DND7	3.308	43.000	20.723	17.502			
BRD_D	SND2	5.077	66.000	20.545	18.498	34.407	p<0.000	W=.529
	DD3	3.846	50.000	10.637	6.367			
	SDND4	2.846	37.000	8.636	5.979			
	DDND5	4.923	64.000	29.908	26.048			
	SD6	2.692	35.000	8.459	8.127			
	DND7	1.615	21.000	4.898	3.207			
FCR_D	SND2	4.846	63.000	14.385	13.470	33.703	p<0.000	W=.519
	DD3	3.769	49.000	9.572	8.073			
	SDND4	2.308	30.000	4.814	4.699			
	DDND5	5.308	69.000	18.329	15.671			
	SD6	2.462	32.000	5.802	6.299			
	DND7	2.308	30.000	4.091	2.819			
	SND2	3.923	51.000	4.827	3.102			

Załącznik nr 12: Szczegółowe wyniki przeprowadzonych analiz statystycznych

FCU_D	DD3	3.538	46.000	4.014	4.048	23.505	p<0.000	W=.362
	SDND4	2.154	28.000	2.049	2.146			
	DDND5	5.154	67.000	8.690	7.302			
	SD6	3.923	51.000	5.341	5.421			
	DND7	2.308	30.000	1.512	.725			
BB_ND	SND2	4.231	55.000	119.516	122.464	11.462	p=0.043	W=.176
	DD3	2.385	31.000	58.493	53.672			
	SDND4	2.923	38.000	64.303	49.355			
	DDND5	4.385	57.000	154.494	150.044			
	SD6	3.846	50.000	91.977	68.211			
	DND7	3.231	42.000	97.893	109.445			
BRD_ND	SND2	4.538	59.000	23.708	34.426	19.549	p=0.002	W=.301
	DD3	2.000	26.000	5.641	4.992			
	SDND4	4.154	54.000	18.121	17.473			
	DDND5	4.385	57.000	19.309	16.750			
	SD6	2.692	35.000	9.886	8.792			
	DND7	3.231	42.000	14.994	15.813			
FCR_ND	SND2	5.077	66.000	12.486	12.102	29.044	p<0.000	W=.447
	DD3	1.385	18.000	2.879	1.958			
	SDND4	3.923	51.000	6.410	3.386			
	DDND5	4.077	53.000	11.237	14.613			
	SD6	2.923	38.000	4.424	2.090			
	DND7	3.615	47.000	6.905	5.427			
FCU_ND	SND2	4.000	52.000	2.782	2.755	17.659	p=0.003	W=.272
	DD3	2.000	26.000	1.356	1.684			
	SDND4	3.692	48.000	2.446	1.859			
	DDND5	4.923	64.000	4.066	3.372			
	SD6	3.154	41.000	2.139	1.895			
	DND7	3.231	42.000	3.135	3.226			

Tabela 42.8. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)

Zmienna: Mięsień	Warunek	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7
BB_D	SND2	---	21	41	0	28	27
	DD3	21	---	20	21	7	6
	SDND4	41	20	---	41	13	14
	DDND5	0	21	41	---	28	27
	SD6	28	7	13	28	---	1
	DND7	27	6	14	27	1	---
BR_D	SND2	---	11	33	9	20	14
	DD3	11	---	22	20	9	3
	SDND4	33	22	---	42	13	19
	DDND5	9	20	42	---	29	23
	SD6	20	9	13	29	---	6
	DND7	14	3	19	23	6	---
BRD_D	SND2	---	16	29	2	31	45
	DD3	16	---	13	14	15	29
	SDND4	29	13	---	27	2	16
	DDND5	2	14	27	---	29	43
	SD6	31	15	2	29	---	14
	DND7	45	29	16	43	14	---
FCR_D	SND2	---	14	33	6	31	33
	DD3	14	---	19	20	17	19
	SDND4	33	19	---	39	2	0
	DDND5	6	20	39	---	37	39
	SD6	31	17	2	37	---	2
	DND7	33	19	0	39	2	---
FCU_D	SND2	---	5	23	16	0	21
	DD3	5	---	18	21	5	16
	SDND4	23	18	---	39	23	2
	DDND5	16	21	39	---	16	37
	SD6	0	5	23	16	---	21
	DND7	21	16	2	37	21	---
BRD_ND	SND2	---	33	5	2	24	17
	DD3	33	---	28	31	9	16
	SDND4	5	28	---	3	19	12
	DDND5	2	31	3	---	22	15
	SD6	24	9	19	22	---	7
	DND7	17	16	12	15	7	---
FCR_ND	SND2	---	48	15	13	28	19
	DD3	48	---	33	35	20	29
	SDND4	15	33	---	2	13	4
	DDND5	13	35	2	---	15	6
	SD6	28	20	13	15	---	9
	DND7	19	29	4	6	9	---
FCU_ND	SND2	---	26	4	12	11	10
	DD3	26	---	22	38	15	16
	SDND4	4	22	---	16	7	6
	DDND5	12	38	16	---	23	22
	SD6	11	15	7	23	---	1
	DND7	10	16	6	22	1	---

Tabela 42.9. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)

Zmienna (Miesiąc)	Kończyna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X ²	p	Wielkość Efektu
BB_D	DND	2.692	70.000	126.012	90.443	19.923	p< .000	W=.383
	D	1.808	47.000	68.273	54.430			
	ND	1.500	39.000	50.590	37.964			
BR_D	DND	2.615	68.000	39.795	36.319	16.692	p< .000	W=.321
	D	1.885	49.000	20.441	13.171			
	ND	1.500	39.000	16.383	14.699			
BRD_D	DND	2.731	71.000	25.227	22.643	25.154	p< .000	W=.484
	D	1.923	50.000	9.548	7.239			
	ND	1.346	35.000	6.767	5.072			
FCR_D	DND	2.769	72.000	16.357	14.457	23.769	p< .000	W=.457
	D	1.731	45.000	7.687	7.350			
	ND	1.500	39.000	4.452	3.814			
FCU_D	DND	2.462	64.000	6.759	5.839	14.538	p= .001	W=.280
	D	2.115	55.000	4.678	4.736			
	ND	1.423	37.000	1.781	1.593			
BB_ND	DND	2.423	63.000	137.005	135.364	7.000	p=.030	W=.135
	D	1.808	47.000	75.235	62.510			
	ND	1.769	46.000	81.098	84.924			
BRD_ND	DND	2.538	66.000	21.508	26.619	15.077	p= .001	W=.290
	D	1.462	38.000	7.763	7.331			
	ND	2.000	52.000	16.557	16.405			
FCR_ND	DND	2.462	64.000	11.861	13.160	13.231	p= .001	W=.254
	D	1.462	38.000	3.652	2.135			
	ND	2.077	54.000	6.657	4.438			
FCU_ND	DND	2.462	64.000	3.424	3.087	11.077	p= .004	W=.213
	D	1.538	40.000	1.747	1.801			
	ND	2.000	52.000	2.791	2.603			

Tabela 42.10. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP)

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli >17.263
na poziomie istotności= 0.05

Zmienna: (Miesiąc)	Kończyna	DND	D	ND
BB_D	DND	---	23	31
	D	23	---	8
	ND	31	8	---
BR_D	DND	---	19	29
	D	19	---	10
	ND	29	10	---
BRD_D	DND	---	21	36
	D	21	---	15
	ND	36	15	---
FCR_D	DND	---	27	33
	D	27	---	6
	ND	33	6	---
FCU_D	DND	---	9	27
	D	9	---	18
	ND	27	18	---
BB_ND	DND	---	28	14
	D	28	---	14
	ND	14	14	---

BRD_ND	DND	---	26	10
	D	26	---	16
	ND	10	16	---
FCR_ND	DND	---	24	12
	D	24	---	12
	ND	12	12	---
FCU_ND	DND	---	23	31
	D	23	---	8
	ND	31	8	---

Tabela 42.11. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) z wykorzystaniem testu Wilcoxon

Mięsień	Wysiłek	Z	p	Wielkość Efektu
BB_D	Statyczny / Dynamiczny	.781	.435	r= .217
BR_D	Statyczny / Dynamiczny	1.996	.046	r= .554
BRD_D	Statyczny / Dynamiczny	1.479	.139	r= .410
FCR_D	Statyczny / Dynamiczny	1.075	.283	r= .298
FCU_D	Statyczny / Dynamiczny	1.549	.121	r= .430
BB_ND	Statyczny / Dynamiczny	1.926	.054	r= .534
BRD_ND	Statyczny / Dynamiczny	.558	.577	r= .155
FCR_ND	Statyczny / Dynamiczny	.070	.944	r= .019
FCU_ND	Statyczny / Dynamiczny	1.926	.054	r= .534

Tabela 42.12. Analiza porównawcza dla dla średniej mocy gęstości widma sygnału EMG (MNP) pomiędzy kończynami z wykorzystaniem testu t oraz Wilcoxon

Zmienna: Mieścień	Warunek	t	df	p	Wielkość Efektu	Z	p	Wielkość Efektu
BB	BW1	---	---	---	---	.384	.701	r= .107
	SND2	---	---	---	---	1.992	.046	r= .552
	DD3	---	---	---	---	1.153	.249	r= .320
	SDND4	---	---	---	---	.524	.600	r= .145
	DDND5	---	---	---	---	.454	.650	r= .126
	SD6	---	---	---	---	1.363	.173	r= .378
	DND7	---	---	---	---	.874	.382	r= .242
	BW8	---	---	---	---	1.083	.279	r= .300
BR	BW1	.605	12	.557	d=.148	---	---	---
	SND2	---	---	---	---	1.293	.196	r= .359
	DD3	-0.065	12	.950	d=.019	---	---	---
	SDND4	---	---	---	---	1.433	.152	r= .397
	DDND5	1.687	12	.118	d=.473	---	---	---
	SD6	---	---	---	---	1.153	.249	r= .320
	DND7	---	---	---	---	.594	.552	r= .165
	BW8	-0.639	12	.535	d=.269	---	---	---
BRD	BW1	---	---	---	---	.245	.807	r= .068
	SND2	---	---	---	---	1.992	.046	r= .552
	DD3	---	---	---	---	.524	.600	r= .145
	SDND4	---	---	---	---	.035	.972	r= .010
	DDND5	2.105	12	.057	d=.504	---	---	---
	SD6	---	---	---	---	2.201	.028	r= .610
	DND7	---	---	---	---	1.922	.055	r= .533
	BW8	---	---	---	---	1.503	.133	r= .417
FCR	BW1	---	---	---	---	.874	.382	r= .242
	SND2	---	---	---	---	1.013	.311	r= .281
	DD3	---	---	---	---	.175	.861	r= .049
	SDND4	---	---	---	---	1.083	.279	r= .300
	DDND5	---	---	---	---	2.132	.033	r= .591
	SD6	3.204	12	.008	d=1.186	---	---	---
	DND7	-1.581	12	.140	d=.677	---	---	---

	BW8	---	---	---	---	.734	.463	r= .204
	BW1	---	---	---	---	1.782	.075	r= .494
	SND2	---	---	---	---	1.083	.279	r= .300
	DD3	---	---	---	---	2.691	.007	r= .746
FCU	SDND4	---	---	---	---	1.992	.046	r= .552
	DDND5	2.272	12	.042	d=.846	---	---	---
	SD6	---	---	---	---	2.621	.009	r= .727
	DND7	---	---	---	---	1.433	.152	r= .397
	BW8	---	---	---	---	.105	.917	r= .029

ANALIZA DLA M-MODES (SYNERGII MIĘŚNIOWYCH)

Tabela 43.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla M-modes z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka

Zmienna	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8	
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p
M-mode 1	.992	1.000	.934	.386	.975	.945	.954	.655	.902	.142	.895	.116	.919	.246	.816	.011
M-mode 2	.951	.611	.926	.299	.941	.474	.706	.001	.925	.290	.954	.663	.845	.025	.917	.232

Tabela 43.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla M-modes

Zmienna	ANOVA		ANOVA 2x3	
	F	p	F	p
M-mode 1	2.019	.060	.446	.815
M-mode 2	1.501	.176	1.672	.152

Tabela 43.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla M-modes

Zmienna	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p
M-mode 1	1.318	7	.188	1.735	.112	$\omega^2 = .053$.043	.321	---	---	---
M-mode 2	6.700	7	.957	2.989	.008	$\omega^2 = .131$.014	.046	2.632	31.582	.052

Tabela 43.4. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla M-modes

Efekt dla Czynnika	ANOVA							Test Mauchley'a i Poprawka G-G				
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p	
M-mode 1												
Typ Wysiłku	.148	1	.148	1.192	.296	$\omega^2 = .014$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	.246	2	.123	.898	.421	$\omega^2 = .008$.770	.238	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	.160	2	.080	.968	.394	$\omega^2 = .002$.906	.582	---	---	---	
M-mode 2												
Typ Wysiłku	.209	1	.209	.318	.583	$\omega^2 = .051$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	2.025	2	1.012	2.734	.085	$\omega^2 = .114$.413	.008	1.260	15.125	.113	
Typ Wysiłku*Kończyna	3.164	2	1.582	6.139	.007	$\omega^2 = .276$.943	.725	---	---	---	

ANALIZA UCM (SYNERGIE MOTORYCZNE C)

Tabela 44.1. Sprawdzenie założenia normalności rozkładów dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z z wykorzystaniem testu Shapiro–Wilka

Zmienna	BW1		SND2		DD3		SDND4		DDND5		SD6		ND7		BW8	
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p
$V_{UCM F}$.975	.949	.931	.356	.876	.063	.830	.016	.963	.807	.691	.000	.948	.572	.863	.042
$V_{ORT F}$.872	.056	.907	.167	.952	.627	.890	.099	.822	.013	.908	.173	.867	.047	.853	.031
$\Delta V_Z F$.916	.221	.930	.340	.968	.873	.920	.250	.870	.052	.969	.887	.966	.847	.915	.213
$V_{UCM EMG}$.812	.010	.856	.034	.904	.151	.887	.088	.956	.686	.862	.040	.935	.391	.921	.258
$V_{ORT EMG}$.945	.526	.886	.085	.904	.154	.925	.292	.857	.035	.934	.386	.894	.110	.900	.134
$\Delta V_Z EMG$.925	.294	.867	.048	.973	.928	.975	.950	.948	.572	.925	.293	.931	.354	.954	.658

Tabela 44.2. Sprawdzenie założenia jednorodności wariancji dla analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami (jedno i dwuczynnikowej) dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z

Zmienna	ANOVA		ANOVA 2x3	
	F	p	F	p
$V_{UCM F}$	8.768	.000	6.967	.000
$V_{ORT F}$	4.032	.001	1.002	.423
$\Delta V_Z F$.686	.684	.858	.514
$V_{UCM EMG}$	2.383	.027	1.436	.222
$V_{ORT EMG}$.785	.601	.829	.534
$\Delta V_Z EMG$	1.359	.232	1.427	.225

Tabela 44.3. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla zbadania wpływu wysiłku fizycznego dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z

Zmienna	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G					
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p	
$\Delta V_Z F$	6.209	7	.887	8.610	.000	$\omega^2 = .367$.070	.567	---	---	---	
$V_{ORT EMG}$.584	7	.083	2.133	.049	$\omega^2 = .080$.083	.656	---	---	---	
$\Delta V_Z EMG$	1.145	7	.164	1.332	.245	$\omega^2 = .025$.130	.858	---	---	---	

Tabela 44.4. Analiza Post-hoc dla analizy wariancji (ANOVY) z powtarzanymi pomiarami dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z

Zmienna:	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
$\Delta V_Z F$	BW1	---	.190	.000	1.000	.225	.000	.000	.090
	SND2	.190	---	.017	1.000	1.000	.274	.993	1.000
	DD3	.000	.017	---	.000	.014	1.000	1.000	.040
	SDND4	.000	1.000	.000	---	1.000	.013	.066	1.000
	DDND5	.225	1.000	.014	1.000	---	.232	.859	1.000
	SD6	.000	.274	1.000	.013	.232	---	1.000	.541
	DND7	.000	.993	1.000	.066	.859	1.000	---	1.000
	BW8	.090	1.000	.040	1.000	1.000	.541	1.000	---
$V_{ORT EMG}$	BW1	---	1.000	1.000	1.000	.107	1.000	1.000	1.000
	SND2	1.000	---	1.000	1.000	.397	1.000	1.000	1.000
	DD3	1.000	1.000	---	1.000	.329	1.000	1.000	1.000
	SDND4	1.000	1.000	1.000	---	1.000	1.000	1.000	1.000
	DDND5	.107	.397	.329	1.000	---	.983	1.000	.036
	SD6	1.000	1.000	1.000	1.000	.983	---	1.000	1.000
	DND7	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	---	1.000
	BW8	1.000	1.000	1.000	1.000	.036	1.000	1.000	---

Tabela 44.5. Wyniki analizy Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z

Zmienna	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X^2	p	Wielkość Efektu
V_{UCMF}	BW1	2.308	30.000	.272	.102	45.231	p<0.000	W=.497
	SND2	5.000	65.000	.683	.386			
	DD3	6.769	88.000	1.372	.908			
	SDND4	3.077	40.000	.415	.364			
	DDND5	4.154	54.000	.518	.222			
	SD6	6.615	86.000	1.214	1.073			
	DND7	5.385	70.000	.641	.318			
	BW8	2.692	35.000	.356	.257			
V_{ORTF}	BW1	6.923	90.000	.292	.158	36.179	p<0.000	W=.398
	SND2	5.462	71.000	.193	.063			
	DD3	4.769	62.000	.173	.083			
	SDND4	3.462	45.000	.131	.057			
	DDND5	4.462	58.000	.172	.114			
	SD6	5.462	71.000	.175	.069			
	DND7	3.615	47.000	.134	.061			
	BW8	1.846	24.000	.094	.042			
V_{UCMEMG}	BW1	4.769	62.000	.668	.545	9.462	p=0.221	W=.104
	SND2	3.769	49.000	.470	.362			
	DD3	5.154	67.000	.653	.423			
	SDND4	4.154	54.000	.446	.246			
	DDND5	4.154	54.000	.481	.225			
	SD6	5.692	74.000	.640	.320			
	DND7	5.000	65.000	.585	.281			
	BW8	3.308	43.000	.355	.185			

Tabela 44.6. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia wpływu wysiłku fizycznego dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli > 39.015 na poziomie istotności= 0.05

Zmienna	Warunek	BW1	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7	BW8
V_{UCMF}	BW1	---	35	58	10	24	56	40	5
	SND2	35	---	23	25	11	21	5	30
	DD3	58	23	---	48	34	2	18	53
	SDND4	10	25	48	---	14	46	30	5
	DDND5	24	11	34	14	---	32	16	19
	SD6	56	21	2	46	32	---	16	51
	DND7	40	5	18	30	16	16	---	35
	BW8	5	30	53	5	19	51	35	---
V_{ORTF}	BW1	---	19	28	45	32	19	43	66
	SND2	19	---	9	26	13	0	24	47
	DD3	28	9	---	17	4	9	15	38
	SDND4	45	26	17	---	13	26	2	21
	DDND5	32	13	4	13	---	13	11	34
	SD6	19	0	9	26	13	---	24	47
	DND7	43	24	15	2	11	24	---	23
	BW8	66	47	38	21	34	47	23	---

Tabela 44.7. Wyniki analizy wariancji ANOVA z powtarzanimi pomiarami dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z

Efekt dla Czynnika	ANOVA						Test Mauchley'a i Poprawka G-G					
	SS	df	MS	F	p	Wielkość Efektu	W	p	Dost. df1	Dost. df2	Dost. p	
$V_{ORT F}$												
Typ Wysiłku	.001	1	.001	.179	.680	$\omega^2 = .062$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	.007	2	.003	.945	.403	$\omega^2 = .004$.900	.560	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	.033	2	.016	5.668	.010	$\omega^2 = .503$.725	.171	---	---	---	
ΔV_{ZF}												
Typ Wysiłku	.546	1	.546	6.743	.023	$\omega^2 = .290$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	2.725	2	1.363	18.949	.000	$\omega^2 = .571$.804	.302	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	.101	2	.051	.346	.711	$\omega^2 = .051$.911	.601	---	---	---	
$V_{UCM EMG}$												
Typ Wysiłku	.058	1	.058	.568	.465	$\omega^2 = .032$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	.449	2	.224	5.029	.015	$\omega^2 = .447$.976	.874	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	.038	2	.019	.238	.790	$\omega^2 = .059$.607	.064	---	---	---	
$V_{ORT EMG}$												
Typ Wysiłku	.050	1	.050	1.206	.294	$\omega^2 = .015$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	.218	2	.109	2.359	.116	$\omega^2 = .092$.999	.995	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	.083	2	.041	1.073	.358	$\omega^2 = .005$.790	.273	---	---	---	
$\Delta V_{Z EMG}$												
Typ Wysiłku	.003	1	.003	.025	.877	$\omega^2 = .074$	1.000	---	---	---	---	
Kończyna	.859	2	.430	3.788	.037	$\omega^2 = .171$.959	.796	---	---	---	
Typ Wysiłku*Kończyna	.220	2	.110	.769	.474	$\omega^2 = .017$.704	.146	---	---	---	

Tabela 44.8. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanimi pomiarami dla czynnika: kończyna dla V_{UCM} , V_{ORT} i ΔV_Z

	Miejsień	Kończyna	DND	D	ND
ΔV_{ZF}		DND	---	.000	.037
		D	.000	---	.006
		ND	.037	.006	---
$V_{UCM EMG}$		DND	---	.014	.860
		D	.014	---	.159
		ND	.860	.159	---
$\Delta V_{Z EMG}$		DND	---	.048	.142
		D	.048	---	1.000
		ND	.142	1.000	---

Tabela 44.9. Analiza Post-hoc dla ANOVY z powtarzanimi pomiarami dla czynnika: wysiłek dla ΔV_{ZF}

	Wysiłek	Statyczny	Dynamiczny
	Statyczny	---	.023
	Dynamiczny	.023	---

Tabela 44.10. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla V_{UCMF}

Zmienna: Miejsień	Warunek	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X^2	p	Wielkość Efektu
V_{UCMF}	SND2	1.923	25.000	.415	.364	26.319	p < 0.000	W=.405
	DD3	4.615	60.000	1.214	1.073			
	SDND4	3.385	44.000	.683	.386			
	DDND5	2.462	32.000	.518	.222			
	SD6	5.000	65.000	1.372	.908			
	DND7	3.615	47.000	.641	.318			

Tabela 44.11. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla określenia różnic pomiędzy badanymi czynnikami dla V_{UCMF}

Zmienna: Miesień	Warunek	SND2	DD3	SDND4	DDND5	SD6	DND7
V_{UCMF}	SND2	---	35	19	7	40	22
	DD3	35	---	16	28	5	13
	SDND4	19	16	---	12	21	3
	DDND5	7	28	12	---	33	15
	SD6	40	5	21	33	---	18
	DND7	22	13	3	15	18	---

Tabela 44.12. Wyniki analizy Friedmana dla określenia różnic dla czynnika: kończyzna dla V_{UCMF}

Zmienna (Miesień)	Kończyna	Średnia ranga	Suma rang	Średnia	Odch. Std.	X^2	p	Wielkość Efektu
V_{UCMF}	DND	1.385	36.000	.467	.300	21.000	p < 0.000	W=.404
	D	2.654	69.000	1.293	.977			
	ND	1.962	51.000	.662	.347			

Tabela 44.13. Analiza Post-hoc dla testu Friedmana dla czynnika: kończyzna dla dla V_{UCMF}

Absolutne różnice pomiędzy Sumami rang są istotne jeśli >17.263
na poziomie istotności= 0.05

Zmienna: (Miesień)	Kończyna	DND	D	ND
V_{UCMF}	DND	---	33	15
	D	33	---	18
	ND	15	18	---

Tabela 44.14. Analiza różnic pomiędzy typem zastosowanego wysiłku bioelektrycznej aktywności mięśni (EMG) z wykorzystaniem testu Wilcoxon

Miesień	Wysiłek	Z	p	Wielkość Efektu
V_{UCMF}	Statyczny / Dynamiczny	.991	.322	.275