



**Rada Kolegium Naukowego**  
Akademia Wychowania Fizycznego  
im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu  
al. Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław  
(nazwa i dane adresowe podmiotu habilitującego,  
wybranego do przeprowadzenia postępowania)  
za pośrednictwem:  
**Rady Doskonałości Naukowej**  
pl. Defilad 1, 00-901 Warszawa  
(Pałac Kultury i Nauki, p. XXIV, pok. 2401)

**Małgorzata Stefańska**  
(imię i nazwisko wnioskodawcy)  
**Akademia Wychowania Fizycznego**  
**im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu,**  
Wydział Fizjoterapii,  
Zakład Fizjoterapii w Dysfunkcjach Narządu Ruchu  
(miejsce pracy/jednostka naukowa)

## Wniosek

z dnia 12.03.2023

o przeprowadzenie postępowania w sprawie nadania stopnia doktora habilitowanego  
w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu  
w dyscyplinie<sup>1</sup> nauk o kulturze fizycznej

Określenie osiągnięcia naukowego będącego podstawą ubiegania się o nadanie stopnia doktora habilitowanego:

monografia naukowa pt. „Identyfikacja zgodności izokinetycznych pomiarów cech fizycznych wybranych grup mięśni w badaniach wielokrotnych”.

Wnioskuje – na podstawie art. 221 ust. 10 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2021 r. poz. 478 zm.) – aby komisja habilitacyjna podejmowała uchwałę w sprawie nadania stopnia doktora habilitowanego w głosowaniu ~~tajnym~~/jawnym<sup>\*2</sup>

Zostałem poinformowany, że:

Administratorem w odniesieniu do danych osobowych pozyskanych w ramach postępowania w sprawie nadania stopnia doktora habilitowanego jest Przewodniczący Rady Doskonałości Naukowej z siedzibą w Warszawie (pl. Defilad 1, XXIV piętro, 00-901 Warszawa).

Kontakt za pośrednictwem e-mail: [kancelaria@rdn.gov.pl](mailto:kancelaria@rdn.gov.pl), tel. 22 656 60 98 lub w siedzibie organu. Dane osobowe będą przetwarzane w oparciu o przesłankę wskazaną w art. 6 ust. 1 lit. c) Rozporządzenia UE 2016/679 z dnia 27 kwietnia 2016 r. w związku z art. 220 - 221 oraz art.

232 – 240 ustawy z dnia 20 lipca 2018 roku - Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce, w celu przeprowadzenie postępowania o nadanie stopnia doktora habilitowanego oraz realizacji praw i obowiązków oraz środków odwoławczych przewidzianych w tym postępowaniu.

Szczegółowa informacja na temat przetwarzania danych osobowych w postępowaniu dostępna jest na stronie [www.rdn.gov.pl/klauzula-informacyjna-rodo.html](http://www.rdn.gov.pl/klauzula-informacyjna-rodo.html)

(podpis wnioskodawcy)  
Małgorzata Stefańska

**Załączniki:** zał.1. Dane osobowe, zał.2. Kopia dyplomu doktorskiego; zał.3. Autoreferat; zał. 4. Wykaz osiągnięć naukowych; zał.5a-d. analiza bibliometryczna sporządzona przez OIN AWF we Wrocławiu,-potwierdzenie publikacji i konferencji, 5e konferencje przed 2002; zał. 6 Kopie dokumentów wykazanych w autoreferacie:6a. Monografia habilitacyjna, 6b i c potwierdzenie uczestnictwa w grantach, 6d-h potwierdzenie staży, 6i i j potwierdzenie szkoleń; 6k recenzje; 6l nagrody i wyróżnienia;

<sup>1</sup> Klasyfikacja dziedzin i dyscyplin wg. rozporządzenia Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego z dnia 20 września 2018 r. w sprawie dziedzin nauki i dyscyplin naukowych oraz dyscyplin w zakresie sztuki (Dz. U. z 2018 r. poz. 1818).

<sup>2</sup> \* Niepotrzebne skreślić.

Załącznik nr 3

## **AUTOREFERAT**

**Opisujący osiągnięcia i dorobek naukowy**

**Małgorzata Stefańska**

Wrocław 2023

## SPIS TREŚCI

1. Imię i nazwisko:.....	3
2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe lub artystyczne – z podaniem podmiotu nadającego stopień, roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.....	3
3. Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych. ....	3
4. Omówienie osiągnięć, o których mowa w art. 219 ust. 1 pkt. 2 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2021 r. poz. 478 z późn. zm.).....	4
4.1. Tytuł osiągnięcia naukowego .....	4
4.2. Autor, tytuł publikacji, rok wydania, nazwa wydawnictwa .....	4
4.3. Omówienie celu naukowego ww. pracy i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich możliwego wykorzystania.....	5
6. Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.....	24
6.2. Tworzenie programów nowych przedmiotów i materiałów dydaktycznych.....	24
6.4. Działalność organizacyjna i członkostwo komisji .....	24
6.5. Działalność ekspercka i popularyzująca naukę .....	25
7. Oprócz kwestii wymienionych w pkt. 1-6, wnioskodawca może podać inne informacje, ważne z jego punktu widzenia, dotyczące jego kariery zawodowej.....	25
7.1. Działalność naukowa po uzyskaniu tytułu doktora .....	25
7.2. Udział w grantach naukowych i projektach badawczych.....	30
7.3. Udział w stażach naukowych.....	32
7.4. Udział w szkoleniach i warsztatach praktycznych.....	35
7.5. Udział w konferencjach naukowych .....	36
7.7. Nagrody i wyróżnienia.....	39
7.8. Dane naukometryczne .....	39

## AUTOREFERAT

### 1. Imię i nazwisko:

**Małgorzata Stefańska**

### 2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe lub artystyczne – z podaniem podmiotu nadającego stopień, roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.

**2003** doktor nauk o kulturze fizycznej, nadany uchwałą Rady Wydziału Wychowania Fizycznego Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu z dnia 09.01.2003r.

**Tytuł rozprawy doktorskiej:** Identyfikacja parametrów siłowo-prędkościowych mięśni kończyny górnej człowieka;

promotor rozprawy doktorskiej: prof. dr hab. Marek Woźniewski

Kopia dyplomu załącznik numer 2.

**1998 – 2002** – Studia Doktoranckie, Wydział Wychowania Fizycznego, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

**1998** magister fizjoterapii; Wydział Rehabilitacji Ruchowej, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

**1993 – 1998** – Jednolite Studia Magisterskie, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

### 3. Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych.

**Od października 2003 roku do dnia dzisiejszego jestem zatrudniona na stanowisku adiunkta na Wydziale Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu**

#### **Szczegółowy przebieg zatrudnienia:**

**2003–2005** adiunkt naukowo-badawczy, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wydział Fizjoterapii, Katedra Fizjoterapii w Medycynie Zachowawczej i Zabiegowej, Zakład Biomechaniki Klinicznej

**2005** - urlop macierzyński

**2005–2012** - adiunkt naukowo-badawczy, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wydziału Fizjoterapii, Katedra Fizjoterapii w Dysfunkcjach Narządu Ruchu, Zakład Fizjoterapii w Pediatrii i Neurologii

**2012–2019**- adiunkt naukowo-badawczy, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wydziału Fizjoterapii, Katedra Fizjoterapii w Dysfunkcjach Narządu Ruchu, Zakład Diagnostyki w Dysfunkcjach Narządu Ruchu

**2013–2017**- podwójny urlop macierzyński i wychowawczy

**2019–2021**- adiunkt dydaktyczny Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wydział Fizjoterapii, Zakład Fizjoterapii w Dysfunkcjach Narządu Ruchu

**2021–obecnie** - adiunkt badawczo-dydaktyczny Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wydział Fizjoterapii, Zakład Fizjoterapii w Dysfunkcjach Narządu Ruchu

4. Omówienie osiągnięć, o których mowa w art. 219 ust. 1 pkt. 2 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2021 r. poz. 478 z późn. zm.).

**Jako osiągnięcie naukowe wskazuję jednoautorską monografię wydaną przez Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu w 2023 roku (załącznik 6a).**

**4.1. Tytuł osiągnięcia naukowego**

**Identyfikacja zgodności izokinetycznych pomiarów cech fizycznych wybranych grup mięśni w badaniach wielokrotnych**

**4.2. Autor, tytuł publikacji, rok wydania, nazwa wydawnictwa**

**Autor: Małgorzata Stefańska**

**Tytuł: Identyfikacja zgodności izokinetycznych pomiarów cech fizycznych wybranych grup mięśni w badaniach wielokrotnych**

**Rok wydania: 2023**

**Studia i Monografie Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu im. Polskich Olimpijczyków nr 142,**

**Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu,**

**ISSN 2956-5065**

**ISBN 978-83-64354-79-3**

4.3. Omówienie celu naukowego ww. pracy i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich możliwego wykorzystania

#### *Założenia teoretyczne, cel pracy i pytania badawcze*

Wraz ze wzrostem świadomości znaczenia praktyki opartej na dowodach naukowych zwiększyło się również zainteresowanie badaczy, klinicystów, a także sportowców i trenerów obiektywną oceną skuteczności technik leczenia, rehabilitacji i treningu. Taką ocenę można przeprowadzić jedynie na podstawie dokładnego pomiaru obejmującego wyniki terapii i/lub treningu. Pomiar to „ustalenie miary określonej wielkości fizycznej” (1), to czynność lub proces, który umożliwia ilościowe porównanie uzyskanych miar. Jednak przydatność pomiarów jako narzędzia oceny zależy od tego, w jakim stopniu można polegać na uzyskanych danych jako dokładnym i znaczącym wskaźniku zachowania badanej cechy lub zjawiska (2).

Podstawowym kryterium oceny przydatności klinicznej i badawczej pomiaru jest jego wiarygodność definiowana jako poziom, w jakim miara jest wolna od błędów losowych (przypadkowych błędów pomiarowych) (3). Wiarygodność jest określana ilościowo przez stopień, w jakim pomiary są spójne (stałe/stabilne) i powtarzalne (4). Na przykład pomiary wykonane przed terapią i po jej zakończeniu muszą być wiarygodne, aby móc wykazać wszelkie różnice w wynikach rejestrowanych przed leczeniem i po leczeniu. W takim przypadku wielkość różnicy pomiędzy pomiarami określi poziom skuteczności prowadzonych zabiegów, a brak zmian będzie wskazywać na brak efektów leczenia. Jeśli wiarygodność przeprowadzonych pomiarów nie zostanie sprawdzona, ich powtarzalność będzie mogła budzić wątpliwości, a co za tym idzie, również wyniki pomiaru będą mogły być zakwestionowane, ponieważ stwierdzone różnice (lub ich brak) będą mogły wynikać z przypadkowych błędów pomiarowych, a nie rzeczywistych zmian (lub ich braku) w poziomie obserwowanej zmiennej (2).

Dynamometria izokinetyczna od wielu lat jest często wykorzystywana do identyfikacji cech fizycznych mięśni (5–8). Badania rzetelności i powtarzalności pomiarów wykonywanych w warunkach izokinetycznych prowadzone są od momentu upowszechnienia metody poprzez konstrukcję pierwszego dynamometru izokinetycznego CYBEX I (lata 60 ubiegłego wieku) (9). Jednakże brakuje jednolitej analizy zgodności pomiarów obejmującej różne prędkości ruchu, różne grupy mięśniowe, wiele mierzonych zmiennych, zróżnicowanie badanych pod względem płci oraz kilka następujących po sobie pomiarów. Większość prowadzonych dotychczas analiz dotyczy pojedynczych elementów: jednej prędkości ruchu (najczęściej ograniczano się do 60°/s), jednego stawu (najczęściej stawu kolanowego),

jednej mierzonej zmiennej (jedynie szczytowego momentu siły), porównania jedynie dwóch pomiarów. Dodatkowo analizy prowadzone są w małych grupach badanych bez rozróżnienia na grupy jednorodne pod względem płci. W badaniach własnych podjęto próbę znacznie szerszej oceny zgodności pomiarów izokinetycznych.

Celem pracy było sprawdzenie stopnia powtarzalności czterokrotnych pomiarów przeprowadzonych w warunkach izokinetycznych w zależności od numeru pomiaru, badanej grupy mięśni, stosowanej prędkości ruchu, grupy badanej i analizowanej zmiennej.

Aby zrealizować cel, postawiono następujące pytania badawcze:

- Jaki jest poziom powtarzalności czterokrotnych pomiarów cech fizycznych mięśni prostujących i zginających kończynę w stawie kolanowym, w stawie łokciowym oraz tułów prowadzonych w warunkach izokinetycznych u wszystkich badanych osób łącznie?
- Czy płeć badanych ma istotny wpływ na poziom zgodności pomiarów?
- Czy prędkość ruchu ma istotny wpływ na poziom zgodności pomiarów?
- Pomiary której cechy: szczytowego momentu siły mięśniowej, pracy całkowitej, pracy maksymalnej, średniej mocy, czasu przyśpieszania ruchu, wykazują najwyższą zgodność w ocenie izokinetycznej badanych mięśni?
- Które z czterech kolejnych pomiarów mięśni działających w płaszczyźnie strzałkowej na staw kolanowy, łokciowy i tułów wykazują najwyższą zgodność między sobą?
- Pomiary którego badanego przegubu ciała charakteryzuje najwyższa zgodność?

### ***Uczestnicy badań***

W badaniach uczestniczyło 108 studentów drugiego roku Wydziału Fizjoterapii AWF we Wrocławiu. O włączeniu badanego do pomiarów decydowały następujące kryteria: wiek 19–23 lata, brak czynnych i przewlekłych procesów chorobowych w obrębie narządu ruchu oraz pisemna zgoda na udział w badaniach, analizę ich wyników i anonimową publikację. Jako kryteria wykluczenia przyjęto trwające procesy chorobowe w obrębie narządu ruchu oraz uczestnictwo w systematycznym

treningu sportowym, zawodniczym lub amatorskim realizowanym grupowo lub indywidualnie z częstotliwością większą niż raz w tygodniu.

U wszystkich uczestników badań dokonano oceny cech fizycznych wybranej grupy mięśni w trakcie pracy koncentrycznej w warunkach izokinetycznych. Uczestnicy projektu zostali losowo przydzieleni do jednej z trzech grup. W grupie 1 pomiary dotyczyły mięśni zginających i prostujących staw kolanowy dominującej kończyny dolnej, w grupie 2 – mięśni zginających i prostujących tułów w odcinku lędźwiowym, a w grupie 3 – mięśni zginających i prostujących staw łokciowy dominującej kończyny górnej. Za kończynę dominującą uznawano kończynę wskazaną przez osobę badaną.

### ***Metoda badawcza***

Badania przeprowadzono za pomocą zestawu pomiarowego Biodex System 3 (USA) rejestrującego przebiegi czasowe momentów siły mięśniowej generowanych w różnych warunkach pracy mięśni. Kluczową część urządzenia stanowi dynamometr, który w zależności od wyboru trybu działania zestawu umożliwia pomiary zarówno pracy statycznej, jak i dynamicznej (koncentrycznej lub ekscentrycznej) w warunkach izotonicznych i izokinetycznych. Dynamometr jest połączony poprzez panel sterujący z komputerem, dzięki czemu uzyskane wyniki (liczbowe i graficzne) można obserwować w czasie rzeczywistym na wchodzącym w skład zestawu monitorze. Do dynamometru podłączane są odpowiednie przystawki umożliwiające ocenę określonej grupy mięśni. Pomiary mogą odbywać się w pozycji siedzącej i leżącej (z wykorzystaniem fotela pomiarowego) bądź w pozycji stojącej. Wzajemne ustawienie dynamometru, fotela i przystawek zależy od rodzaju badania i jest ściśle określone w instrukcji obsługi urządzenia.

Procedura badawcza została ustanowiona zgodnie z zasadami prowadzenia pomiarów izokinetycznych przedstawionymi przez Dvira, (2004) (5) i Perrina (1993 i 1994) (10,11) oraz producenta urządzenia, firmę BIODEX Medical Systems (Shirley, New York) (12).

W zależności od badanej grupy mięśni w sposób specyficzny ustawiano pochylenie oparcia fotela oraz jego położenie w stosunku do dynamometru. Aby wyizolować ruch, pasami fotela stabilizowano człon bliższy w stosunku do badanego stawu, a także człon następny w celu wyeliminowania niekontrolowanego działania mięśni dwustawowych. Oś obrotu dynamometru ustawiano tak, aby pokrywała się z osią obrotu w badanym stawie. Pozwalało to na ograniczenie ruchu do właściwej płaszczyzny. Korzystając z panelu sterującego lub oprogramowania komputera, wprowadzano podstawowe dane identyfikujące osobę badaną oraz umożliwiające



dokonanie obliczeń niektórych zmiennych niezbędnych w analizach. Obowiązkowe informacje dotyczyły numeru identyfikacyjnego osoby badanej, jej masy ciała, strony (kończyny) dominującej i oznaczenia czy w obrębie badanej okolicy toczą się procesy patologiczne. Określano rodzaj aktywności na urządzeniu (test/trening), tryb pracy dynamometru (izokinetyczny/izotoniczny/statyczny), rodzaj pracy mięśniowej (koncentryczna/ekscentryczna), prędkość ruchu oraz liczbę powtórzeń. Zakres ruchu (ROM, range of movement), w którym miała przebiegać założona aktywność, dostosowywano indywidualnie, tak aby ruch odbywał się w fizjologicznym zakresie badanego.

Ujednoczenie warunków pracy mięśni pozwalające na porównanie wyników uzyskiwanych przez antagonistyczne grupy mięśni, wymaga dobrania odpowiedniej pozycji do podjęcia zadania ruchowego, tak by obie grupy mięśni wykonywały ruch w tym samym kierunku w stosunku do siły ciężenia. Ze względu na ograniczenia konstrukcyjne sprzętu, a także wygodę osoby badanej wykorzystano procedurę proponowaną przez producenta urządzenia i wykonano tzw. korekcję grawitacji. Polegała ona na ustawieniu ocenianego segmentu ciała przymocowanego do przystawki w określonej przez system pozycji względem dynamometru. Metoda ta umożliwiała dokonanie pomiaru sił działających na dynamometr w warunkach bezwładności, które następnie automatycznie przez oprogramowanie były używane do korekty uzyskanych wyników o siłę ciężenia (12).

Grupa 1 uczestniczyła w pomiarach wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających dominującą kończyną dolną w stawie kolanowym. Badany siadał na fotelu ustawionym pod kątem  $90^\circ$  w stosunku do dynamometru, tak aby oś obrotu dynamometru pokrywała się z osią obrotu właściwą dla ruchu w płaszczyźnie strzałkowej w stawie kolanowym. Do momentomierza przymocowywano przystawkę dedykowaną do pomiarów mięśni działających na staw kolanowy, którą do kończyny, w dolnej części podudzia, mocowano za pomocą taśmy velcro. Udo mocowano pasami do fotela, co pozwalało na ograniczenie wzajemnego przesuwania się osi obrotu dynamometru i osi obrotu dla ruchu w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. Drugi poziom stabilizacji obejmował miednicę i tułów, które unieruchamiano specjalnymi pasami fotela, tak aby wyeliminować współruchy oraz ograniczyć działanie mięśni dwustawowych jedynie do ruchu w stawie kolanowym.

Grupa 2 brała udział w pomiarach cech fizycznych mięśni prostujących i zginających tułów w odcinku lędźwiowym kręgosłupa w pozycji półstojącej. W tym celu do dynamometru mocowano specjalny dodatkowy fotel. Badany, siedząc na fotelu, miał

wyprostowany tułów, stawy biodrowe zgięte do około  $45^\circ$ , a stopy oparte na specjalnym podnóżku. Tułów, miednica oraz stopy przymocowane były do przystawki za pomocą taśm velcro. Rzut osi obrotu dynamometru znajdował się na wysokości L5/S1.

Grupa 3 uczestniczyła w testach mających na celu określenie wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających dominującą kończynę górną w stawie łokciowym. Dynamometr wraz z dedykowaną do tego pomiaru przystawką ustawiony był pod kątem  $30^\circ$  w stosunku do fotela. Badany siadał na fotelu, ramię kończyny badanej odpowiednio ułożone przymocowywano do specjalnej podpórki. Kończyna była odwiedzona do około  $30^\circ$  i zgięta do około  $60^\circ$  w stawie ramiennym. Dodatkowo, aby zapewnić stabilizację układu, tułów osoby badanej stabilizowano pasami fotela. Oś obrotu dynamometru pokrywała się z osią obrotu w stawie łokciowym dla ruchu w płaszczyźnie strzałkowej.

Przed rozpoczęciem pomiarów każdy uczestnik badań był poddawany 10-minutowej rozgrzewce ogólnoustrojowej ukierunkowanej na analizowaną okolice ciała. Następnie po wypełnieniu protokołu pomiarowego i zajęciu właściwej pozycji na urządzeniu pomiarowym wykonywał minimum 5 naprzemiennych ruchów zginania i prostowania w badanym stawie oraz 3 próby submaksymalne i 1 maksymalną po każdej zmianie prędkości. Zakres ruchu prostowania i zginania w płaszczyźnie strzałkowej (S) ustalono w następujący sposób: dla stawu kolanowego średnio  $118^\circ$  (S  $0^\circ - 0^\circ - 118^\circ$ ), dla tułowia  $-95^\circ$  (S  $10^\circ - 0^\circ - 85^\circ$ ) i dla stawu łokciowego  $-120^\circ$  (S  $0^\circ - 0^\circ - 120^\circ$ ). Zakresy ruchów (ROM) u wszystkich badanych mierzono i raportowano zgodnie ze standardami metody SFTR rekomendowanej przez International Standard Orthopaedic Measurements obejmującymi w kolejności zapisu: płaszczyznę ruchu, kąt ruchu od ciała (wyprost), pozycję zerową (neutralną), kąt ruchu do ciała (zgięcia) (13).

Wszystkie testy przeprowadzono w warunkach izokinetycznych. Poszczególne zadania ruchowe wykonywano z prędkościami  $60^\circ/\text{s}$ ,  $120^\circ/\text{s}$  i  $180^\circ/\text{s}$ . Dodatkowo podczas pomiarów stawu kolanowego i łokciowego zastosowano prędkość  $240^\circ/\text{s}$ . Pozycją wyjściową w testach dotyczących kończyny dolnej było maksymalne zgięcie w stawie kolanowym, a w pomiarach mięśni tułowia i mięśni działających na staw łokciowy – maksymalny wyprost. Każdy pomiar wymagał wykonania 5 naprzemiennych ruchów zginania i prostowania. W każdym ruchu obowiązywał imperatyw wyzwolenia jak największej siły mięśni w jak najkrótszym czasie (12,14).

Wszyscy badani zostali poddani testom czterokrotnie. Pomiary 1 i 2 odbywały się w pierwszym dniu po zakwalifikowaniu uczestnika do grupy badanych, pomiar 2 miał miejsce 15 minut po pomiarze 1, pomiar 3 wykonywano 7 dni po pomiarze 1 i 2, a pomiar 4 – 4 tygodnie po pomiarze 3 (5 tygodni po pomiarze 1 i 2). Schemat badań przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Schemat badań

Numer pomiaru	Dzień pomiaru
Kwalifikacja	1
Pomiar 1	1
Pomiar 2	1 (15 min po pomiarze 1)
Pomiar 3	7
Pomiar 4	35

Wynikami pomiarowymi uzyskanymi podczas testów obejmujących mięśnie prostujące i zginające w ruchu z każdą zadaną prędkością były wartości:

- szczytowego momentu siły [Nm],
- pracy maksymalnej [J],
- pracy całkowitej [J],
- średniej mocy [W],
- czasu przyśpieszania ruchu [ms].

### *Analiza statystyczna*

Sprawdzono rozkład wszystkich analizowanych zmiennych, który w większości okazał się zbliżony do normalnego. Obliczono statystyki opisowe. W zależności od wyniku badania rozkładu za miarę tendencji centralnej przyjęto średnią arytmetyczną lub medianę. Jako miarę rozproszenia wykorzystano odpowiednio odchylenie standardowe (SD) lub rozstęp kwartyłowy (IQR). Istotność różnic pomiędzy wynikami kobiet i mężczyzn weryfikowano, w zależności od rozkładu zmiennych, testem t-Studenta dla prób niezależnych lub testem U Manna–Whitney’a (15,16).

Do określenia istotności różnic między grupami wykorzystano jednoczynnikową analizę wariancji (ANOVA) i gdy było to niezbędne – test post-hoc Tukeya lub w przypadku zmiennych niecharakteryzujących się rozkładem normalnym – analizę wariancji Kruskala–Walisa i test post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang (15).

Zgodność pomiarów oceniano za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC, intraclass correlation coefficient). Zastosowano model drugi, w którym każda

ocena dokonywana jest przez tych samych sędziów (to samo urządzenie). Efektem analizy była wartość współczynnika wewnątrzklasowego ICC (2,1) badającego zgodność (rzetelność) pojedynczego pomiaru. Wartość ICC mieści się w przedziale od -1 do 1, gdzie 1 oznacza pełną zgodność pomiarów, 0 – zgodność pomiarów na poziomie losowym (brak zgodności), a wartości ujemne świadczą o całkowitym braku zgodności (zgodność mniejsza niż losowa) (17,18). W szczegółowej interpretacji wartość ICC mniejsza od 0,50 dowodzi zgodności słabej, między 0,50 a 0,75 potwierdza zgodność umiarkowaną, między 0,75 a 0,90 mówi o zgodności wysokiej, a powyżej 0,90 świadczy o zgodności doskonałej (19). Wartość współczynnika ICC uzupełniono 95% przedziałem ufności. W przypadku braku normalności rozkładu zmiennej do oceny zgodności pomiarów zastosowano współczynnik zgodności W Kendalla, którego wartości mieszczą się w przedziale od 0 (brak zgodności) do 1 (pełna zgodność) (20).

Analizę istotności różnic pomiędzy powtarzalnymi pomiarami przeprowadzono z wykorzystaniem analizy wariancji ANOVA dla powtarzalnych pomiarów. W zależności od wyniku badania sferyczności rozkładu wykonywanego testem Mauchleya zastosowano testy jednowymiarowe lub wielowymiarowe. Jeśli analiza wariancji potwierdziła istotność różnic ( $p < 0,05$ ), w analizie post-hoc posługiwano się testem Tukeya. Oceny zmiennych niecharakteryzujących się rozkładem normalnym dokonano za pomocą analizy wariancji Friedmana i jeśli było to niezbędne testu post-hoc Dunn Bonferroniego (15). Dla każdej analizy wariancji obliczono moc testu.

Obliczenia przeprowadzono przy użyciu programu Statistica 13.3 i PQStat 1.8.2. We wszystkich testach statystycznych jako poziom istotności przyjęto wartość współczynnika  $p < 0,05$ .

## **Wyniki badań**

### *Wyniki - staw kolanowy*

Zgodność czterech pomiarów mięśni prostujących i zginających kończynę w stawie kolanowym, ocenianą za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC) w zależności od grupy badanych, prędkości ruchu i analizowanej zmiennej, przeciętnie można określić jako doskonałą, wysoką lub umiarkowaną. Zgodność wyliczana dla wszystkich badanych łącznie okazała się wyższa niż zgodność analizowana osobno w grupie kobiet i mężczyzn. Powtarzalność pomiarów przeprowadzonych u wszystkich badanych łącznie oceniono na wysoką, a w grupie kobiet i mężczyzn na umiarkowaną. Porównując poziom powtarzalności testów kobiet i mężczyzn, stwierdzono wyższą zgodność pomiarów w grupie mężczyzn. Wartości ICC szacowane dla mięśni

prostujących staw kolanowy były wyższe niż dla mięśni zginających. W grupie kobiet i mężczyzn najniższą powtarzalność obserwowano zazwyczaj przy wyższych prędkościach ruchu ( $180^{\circ}/s$  i  $240^{\circ}/s$ ). Analiza wiarygodności prowadzona dzień do dnia pozwoliła wykazać wyższą zgodność pomiaru 2 z 3 i 2 z 4 niż 1 z 3 i 1 z 4. Niezależnie od prędkości ruchu, najwyższą powtarzalnością charakteryzowały się pomiary szczytowego momentu siły.

#### *Wyniki - Tułów*

Zgodność czterech pomiarów mięśni prostujących i zginających tułów, obliczana na podstawie wartości współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC) w zależności od prędkości ruchu, analizowanej zmiennej i grupy badanych, przeciętnie można określić jako wysoką, umiarkowaną lub słabą. Zgodność wyliczana dla wszystkich badanych łącznie była wyższa niż zgodność szacowana osobno w grupie kobiet i mężczyzn. Powtarzalność pomiarów przeprowadzonych u wszystkich badanych łącznie okazała się wysoka, a w grupie kobiet i mężczyzn – umiarkowana. Porównując poziom powtarzalności testów kobiet i mężczyzn, zauważono wyższą zgodność pomiarów u mężczyzn. Wyższą zgodność pomiarów w grupie kobiet odnotowano jedynie w ruchu prostowania z prędkością  $180^{\circ}/s$ . Wartości ICC uzyskane w testach oceniających mięśnie prostujące tułów były wyższe niż w przypadku mięśni zginających, z wyjątkiem średniej mocy i pracy maksymalnej. W grupie kobiet najniższą powtarzalność obserwowano przy prędkości ruchu  $60^{\circ}/s$  lub  $120^{\circ}/s$ , a w grupie mężczyzn przy prędkości  $180^{\circ}/s$ . Analiza wiarygodności prowadzona dzień do dnia pozwoliła wykazać wyższą zgodność pomiaru 2 z 3 i 2 z 4 niż pomiaru 1 z 3 i 1 z 4. Niezależnie od prędkości ruchu, najwyższą powtarzalnością charakteryzowały się pomiary średniej mocy i pracy maksymalnej.

#### *Wyniki - staw łokciowy*

Zgodność czterech pomiarów mięśni prostujących i zginających kończynę w stawie łokciowym, oceniana wartością współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC w zależności od prędkości ruchu, analizowanej zmiennej i grupy badanych, można przeciętnie określić jako wysoką, umiarkowaną lub słabą. Zgodność wyliczana dla wszystkich badanych łącznie była wyższa niż zgodność szacowana osobno w grupie kobiet i mężczyzn. Powtarzalność pomiarów przeprowadzonych u wszystkich badanych łącznie okazała się wysoka, a w grupie kobiet i mężczyzn umiarkowana. Porównując poziom powtarzalności testów kobiet i mężczyzn, zauważono wyższą zgodność pomiarów w grupie kobiet, z wyjątkiem pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej. Wartości ICC obliczone dla mięśni zginających kończynę w stawie

łokciowym w większości porównań były wyższe niż wyniki uzyskane w badaniach mięśni prostujących. Zależność pomiędzy poziomem powtarzalności pomiarów, a prędkością ruchu zaobserwowano jedynie w analizie obejmującej wszystkich badanych łącznie, w której najslabszą powtarzalność pomiarów odnotowano dla ruchu z prędkością 240°/s, oraz w grupie kobiet, w której najniższą powtarzalność obserwowano najczęściej w testach wykonywanych z prędkością 60°/s. Analiza powtarzalności prowadzona dzień do dnia ujawniła wyższą zgodność pomiaru 2 z 3 i 2 z 4 niż pomiaru 1 z 3 i 1 z 4. Niezależnie od prędkości ruchu, najwyższą zgodnością charakteryzowały się pomiary pracy maksymalnej, pracy całkowitej i średniej mocy.

***Otrzymane wyniki pozwalają na wyprowadzenie następujących wniosków:***

1. Poziom zgodności pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej, pracy maksymalnej, pracy całkowitej, średniej mocy i czasu przyśpieszania ruchu w zależności od analizowanej zmiennej, zastosowanej prędkości ruchu i porównywanych pomiarów u wszystkich badanych łącznie można określić jako wysoki lub doskonały w przypadku mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym, wysoki w odniesieniu do mięśni prostujących i zginających kończynę górną w stawie łokciowym oraz doskonały lub wysoki dla mięśni prostujących i zginających tułów.
2. Poziom zgodności wszystkich pomiarów wyliczany osobno dla kobiet i mężczyzn okazał się w każdej z prowadzonych analiz niższy niż poziom zgodności pomiarów obliczony dla wszystkich badanych łącznie. Zaobserwowana różnica może być wynikiem mniejszej liczności wyodrębnionych grup badanych w porównaniu z analizą całościową. Powtarzalność pomiarów mięśni zginających i prostujących staw kolanowy w większości porównań była wyższa w grupie mężczyzn i przeciętnie w obu grupach badanych może być określona jako umiarkowana. Zgodność pomiarów mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uznano średnio za umiarkowaną. Zazwyczaj była ona wyższa w grupie kobiet. Wyższy poziom zgodności pomiarów mięśni prostowników i zginaczy tułowia stwierdzano częściej w grupie mężczyzn i w obu grupach badanych wykazał umiarkowane lub słabe powiązanie.
3. Prędkość ruchu miała istotny wpływ na poziom zgodności pomiarów prowadzonych w warunkach izokinetycznych. Najwyższą powtarzalność pomiarów mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym obserwowano najczęściej podczas ruchu z prędkością 60°/s lub 120°/s, a najniższą w ruchu z prędkością 180°/s lub 240°/s. Najwyższą zgodność pomiarów mięśni zginających tułów notowano najczęściej w ruchu z prędkością 60°/s, w przypadku mięśni prostujących była to prędkość równa 120°/s lub 180°/s. Oceniając mięśnie prostujące i

zginające kończynę górną w stawie łokciowym, stwierdzono najniższy poziom zgodności pomiarów w testach wykonywanych z prędkością 240°/s u wszystkich badanych łącznie oraz w ruchu zginania kończyny z prędkością 60°/s w grupie kobiet. W pozostałych analizach dotyczących mięśni działających na staw łokciowy nie obserwowano zależności pomiędzy prędkością ruchu a poziomem powtarzalności pomiarów.

4. Zgodność pomiarów analizowanych zmiennych była zróżnicowana w zależności od badanej grupy mięśni. Niezależnie od porównania większe różnice obserwowano w grupach wyodrębnionych ze względu na płeć badanych. Mięśnie prostujące staw kolanowy wykazywały najwyższą zgodność w obrębie pomiarów szczytowego momentu siły, natomiast dla grupy mięśni zginaczy najwyższe wartości ICC wyliczono w odniesieniu do pomiarów szczytowego momentu siły lub średniej mocy u wszystkich badanych łącznie oraz pracy całkowitej lub średniej mocy (w zależności od prędkości ruchu) w grupie kobiet i grupie mężczyzn. Najwyższy poziom zgodności pomiarów mięśni zginających i prostujących staw łokciowy dotyczył najczęściej średniej mocy i pracy maksymalnej. W testach dotyczących mięśni zginających i prostujących tułów najwyższą powtarzalność obserwowano najczęściej w przypadku pomiarów średniej mocy lub pracy maksymalnej (w zależności od prędkości ruchu). Pomiar czasu przyspieszenia ruchu charakteryzował się najniższą powtarzalnością (brak istotności statystycznej współczynnika korelacji wewnątrzklasowej), niezależnie od badanej grupy mięśni, zadanej prędkości ruchu i ocenianej cechy.

5. Niezależnie od badanej grupy mięśni, zastosowanej prędkości ruchu i rozpatrywanej zmiennej, w większości analiz wykazano wyższą zgodność pomiaru 2 z 3 i 2 z 4 niż 1 z 3 i 1 z 4. Zaobserwowana zależność wskazuje na potrzebę uzupełnienia procedury przygotowawczej o dodatkową próbę zapoznającą z testem, prowadzoną zgodnie z właściwą procedurą pomiarową.

6. Najwyższą powtarzalność pomiarów, obliczoną za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej, stwierdzono w odniesieniu do mięśni działających na staw kolanowy.

Jako podsumowanie pracy oraz wskazanie praktycznego aspektu wykorzystania wyników badań sporządzone zostały:

### ***Rekomendacje Dla Użytkowników Systemów Izokinetycznych***

Osobom wykorzystującym pomiary izokinetyczne do oceny stanu układu ruchu lub jako narzędzie monitorujące zmiany powstałe na skutek prowadzonych działań

terapeutycznych bądź treningowych zaleca się stosowanie możliwie pełnego spektrum prędkości ruchu, a nie ograniczanie obserwacji jedynie do prędkości małych ( $60^\circ/s$ ). Badania własne pozwoliły wykazać, że w pomiarach mięśni cechujących się mniejszymi możliwościami siłowymi wyniki uzyskane przy większych prędkościach ruchu charakteryzują się wyższą zgodnością. Dodatkowo rekomendowana jest obserwacja nie tylko wartości szczytowego momentu siły mięśniowej, ale także pracy całkowitej, pracy maksymalnej i średniej mocy. W badaniach własnych powtarzalność pomiarów pracy i mocy słabszych grup mięśni okazała się wyższa niż zgodność wyliczana dla szczytowego momentu siły.

Wiarygodność testów prowadzonych w warunkach izokinetycznych obliczaną dla wszystkich badanych łącznie określono, w zależności od grupy mięśni, ocenianej cechy i zastosowanej prędkości ruchu, jako wysoką lub doskonałą, ale zgodność ustalona osobno w grupie kobiet i grupie mężczyzn mieściła się już w zakresie od niskiej do wysokiej. Dodatkowo niskie wartości dolnej granicy przedziału ufności oszacowane dla wartości współczynnika korelacji wewnątrzklasowej dowodzą losowego charakteru niektórych porównań. Znaczna zmienność powtarzalności w obrębie grup badanych skłania do uważnej interpretacji wyników szczególnie podczas indywidualnych analiz klinicznych i treningowych, tak aby wykazywane zmiany w poziomie ocenianych cech można było uznać za rzeczywisty wynik działań terapeutycznych czy treningowych bądź progresję lub regresję choroby, a nie efekt niskiej powtarzalności pomiarów.

Zaleca się uzupełnienie standardowej procedury przygotowawczej o dodatkową próbę adaptacyjną przebiegającą w taki sam sposób jak właściwa procedura pomiarowa. Potrzeba poszerzenia części przygotowawczej wynika z wykazanej w większości analiz wyższej zgodności pomiaru 2 z 3 i 2 z 4 niż pomiaru 1 z 3 i 1 z 4.

## **Bibliografia** (wykorzystana w przedstawionym opisie monografii)

1. PWN. Słownik języka polskiego [Internet]. [cytowane 6 wrzesień 2022]. Dostępne na: <https://sjp.pwn.pl/slowniki/pomiar.html>
2. Gadotti IC, Vieira ER, Magee DJ. Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. *Braz J Phys Ther.* 2006;10:137–46.
3. Portney LG, Watkins MP. Statistical Measures of Validity. W: *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*, 3e [Internet]. New York, NY: McGraw-Hill Education; 2017 [cytowane 4 styczeń 2022]. Dostępne na: [fadavispt.mhmedical.com/content.aspx?aid=1138253215](https://www.fadavispt.mhmedical.com/content.aspx?aid=1138253215)
4. Lexell JE, Downham DY. How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil.* wrzesień 2005;84(9):719–23.



5. Dvir Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation, and clinical applications*. Edinburgh; New York: Churchill Livingstone; 2004.
6. Estrázulas JA, Estrázulas JA, de Jesus K, de Jesus K, da Silva RA, Libardoni dos Santos JO. Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*. 1 wrzesień 2020;45:93–102.
7. Kambič T, Lainščak M, Hadžić V. Reproducibility of isokinetic knee testing using the novel isokinetic SMM iMoment dynamometer. *PLoS One*. 2020;15(8):e0237842.
8. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R*. maj 2011;3(5):472–9.
9. Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther*. luty 1967;47(2):114–7.
10. Perrin DH. *Isokinetic Exercise and Assessment*. Champaign, IL: Human Kinetics; 1993.
11. Perrin DH. Open Chain Isokinetic Assessment and Exercise of the Knee. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1994;(3):245–54.
12. Supporting Articles BIODEX. *Isokinetic Source Book. Biodex Multi-Joint System Clinical Resource Manual. Supporting Articles BIODEX*. New York, NY: BIODEX MEDICAL SYSTEMS, INC; 2012.
13. Gerhardt JJ. Clinical measurements of joint motion and position in the neutral-zero method and SFTR recording: basic principles. *Int Rehabil Med*. 1983;5(4):161–4.
14. Davies GJ. *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques*. Onalaska, Wisconsin, USA: S & S Publishers; 1992.
15. Stanisław A. *Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny*. 3. wyd. T. 1. Kraków: StatSoft Polska Sp. z o.o.; 2006.
16. Harris M, Taylor G. *Statystyka medyczna jasno i zrozumiale*. Lublin: Makmed; 2021.
17. Müller R, Büttner P. A critical discussion of intraclass correlation coefficients. *Statistics in Medicine*. 1994;13(23–24):2465–76.
18. Nickerson CAE. A Note On „A Concordance Correlation Coefficient to Evaluate Reproducibility”. *Biometrics*. 1997;53(4):1503–7.
19. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. czerwiec 2016;15(2):155–63.
20. Conover WJ. *Practical Nonparametric Statistics* [Internet]. 3. wyd. Texas, USA: John Wiley & Sons Inc; 1998 [cytowane 2 lipiec 2021]. Dostępne na: <https://www.wiley.com/en-us/Practical+Nonparametric+Statistics%2C+3rd+Edition-p-9780471160687>

5. Informacja o wykazywaniu się istotną aktywnością naukową albo artystyczną realizowaną w więcej niż jednej uczelni, instytucji naukowej lub instytucji kultury, w szczególności zagranicznej.

Moje zainteresowania naukowe, a tym samym działalność naukowa obejmuje przede wszystkim ocenę sprawności układu ruchu oraz ocenę skuteczności prowadzonych działań leczniczych, terapeutycznych i treningowych prowadzoną z wykorzystaniem obiektywnych metod biomechanicznych takich jak dynamometria, elektromiografia, trójpłaszczyznowa analiza chodu, miotonometria.

Druga gałąź moich zainteresowań naukowych obejmuje ocenę jakości życia w aspekcie fizycznym i psychicznym. W sytuacjach braku możliwości wykonania obiektywnych pomiarów, ocenę stanu pacjentów oraz ocenę prowadzonych działań terapeutycznych można wykonać jedynie metodami subiektywnymi z wykorzystaniem znormalizowanych kwestionariuszy.

Poniżej przedstawiam publikacje powstałe jako wynik współpracy z innymi ośrodkami. Potwierdzeniem mojego uczestnictwa w poniższych projektach jest rejestr publikacji naukowych, których jestem współautorem, powstałych jako podsumowanie wspólnych badań, (załącznik 5b).

- W ramach projektu Wrovasc (współfinansowanego przez UE), którego celem było między innymi stworzenie modelu rehabilitacji pacjentów z przewlekłym niedokrwieniem kończyn dolnych (PAD), przy współpracy z Uniwersytetem Medycznym we Wrocławiu, pod kierownictwem prof. dr hab. Andrzeja Szuby, przeprowadzono diagnostykę funkcjonalną mającą na celu określenie możliwości siłowo-wytrzymałościowych pacjentów oraz porównano trzy modele usprawniania. Finalnie do badań zostało zakwalifikowanych 95 pacjentów z miażdżycą kończyn dolnych w stopniu II wg klasyfikacji Fontaine. Wyniki badań uzyskane w ramach projektu zostały opublikowane w 4 artykułach naukowych przytoczanych poniżej. W ramach projektu byłam współodpowiedzialna za przygotowanie i przeprowadzenie pomiarów izokinetycznych, wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianych publikacjach.

W pracy:

*Dziubek, W.; Bulińska, K.; Stefańska, M.; Woźniewski, M.; Kropielnicka, K.; Jasiński, T.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Wojcieszczyk-Latos, J.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Szuba, A. Peripheral Arterial Disease Decreases Muscle Torque and Functional Walking Capacity in Elderly. Maturitas 2015, 81 (4), 480–486. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2015.06.001>. IF: 3.120; MEiN: 35.000*

identyfikowano sprawność kończyn dolnych uczestników projektu i porównywano uzyskane wyniki z grupą kontrolną osób w podobnym wieku bez zmian niedokrwiennych w kończynach. Ocenę możliwości siłowych prowadzono z zastosowaniem dynamometru izokinetycznego, a wytrzymałość z wykorzystaniem standardowego, 6-minutowego testu marszowego. Przeprowadzona analiza wykazała, że wartości maksymalnego momentu siły, całkowitej pracy i średniej mocy oraz stosunku agonista/antagonista są znacznie wyższe w grupie kontrolnej w porównaniu z grupą badaną (PAD). Wyniki badań wskazały na konieczność uzupełnienia programów rehabilitacyjnych pacjentów z przewlekłym niedokrwieniem kończyn dolnych o ćwiczenia poprawiające siłę i wytrzymałość mięśni.

Celem drugiej pracy było porównanie skuteczności trzech programów treningu fizycznego prowadzonych w okresie 12 tygodni u pacjentów z przewlekłym niedokrwieniem kończyn dolnych:

*Kropielnicka, K.; Dziubek, W.; Bulińska, K.; Stefańska, M.; Wojcieszczyk-Latos, J.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Rachwalik, A.; Woźniewski, M.; Szuba, A. Influence of the Physical Training on Muscle Function and Walking Distance in Symptomatic Peripheral Arterial Disease in Elderly. Biomed Res Int 2018, 2018, 1937527. <https://doi.org/10.1155/2018/1937527>. IF: 2.197; MEiN: 25.000.* Porównywano trening marszowy na bieżni ruchomej, trening Nordic Walking oraz trening łączony: oporowy z Nordic Walking. Weryfikację skuteczności prowadzonych działań terapeutycznych wykonano za pomocą testu maksymalnego na bieżni, 6-minutowego testu marszowego (6MWT) oraz testu izokinetycznego. Pomiary wykonywano dwukrotnie przed i po 3 miesiącach rehabilitacji. Wykazano, że każdy trzech z proponowanych programów rehabilitacji zwiększał istotnie dystans marszu pacjentów ( $p < 0,05$ ). Natomiast najskuteczniejszy w poprawie parametrów siłowych mięśni działających na staw skokowy i kolanowy był trening łączony (oporowy+NW) w porównaniu z Nordic Walking i nadzorowanym treningiem na bieżni ( $p < 0,05$ ).

Ocena trzech modeli usprawniania kontynuowana była w pracy, której celem była ocena parametrów czasoprzestrzennych chodu i sił reakcji podłoża u pacjentów z PAD uczestniczących w trzech formach nadzorowanego treningu fizycznego.

*Dziubek, W.; Stefańska, M.; Bulińska, K.; Barska, K.; Paszkowski, R.; Kropielnicka, K.; Jasiński, R.; Rachwalik, A.; Woźniewski, M.; Szuba, A. Effects of Physical Rehabilitation on Spatiotemporal Gait Parameters and Ground Reaction Forces of Patients with Intermittent*

*Claudication. J Clin Med* 2020, 9 (9), 2826. <https://doi.org/10.3390/jcm9092826>. IF: 4.242; MEiN: 140.000. W ramach projektu porównywano 3 modele terapii pacjentów z niedokrwieniem kończyn dolnych (trening marszowy na bieżni, trening Nordic Walking i trening łączony (oporowy z Nordic Walking)). Przed i po trzech miesiącach treningu fizycznego wykonano testy biomechaniki chodu (oceniano parametry kinematyczne i kinetyczne chodu) oraz 6-minutowy test marszu. Wykazano, że trening Nordic Walking prowadził do największej poprawy wzorca chodu pacjentów z PAD oraz istotnego wzrostu bezwzględnego dystansu chromania i całkowitego dystansu chodu. Trening łączony (oporowy+NW) poprzez wzmacnianie mięśni kończyn dolnych w największym stopniu zwiększał ogólną amplitudę oscylacji środka ciężkości. Nie wykazano natomiast istotnego wpływu treningu na bieżni na wzorzec chodu pacjentów.

Celem pracy powstałej jako podsumowanie projektu była ocena zależności pomiędzy poziomem wskaźnika kostka-ramię (ABI), a wielkością parametrów kinetycznych i kinematycznych chodu oraz parametrów siłowo-prędkościowych mięśni kończyn dolnych pacjentów z przewlekłym niedokrwieniem kończyn dolnych: **Stefańska, M.; Bulińska, K.; Woźniewski, M.; Szuba, A.; Dziubek, W.** *Ankle-Brachial Index Is a Good Determinant of Lower Limb Muscular Strength but Not of the Gait Pattern in PAD Patients. Symmetry* 2021, 13 (9), 1709. <https://doi.org/10.3390/sym13091709>. IF: 2.940; MEiN: 70.000. U wszystkich badanych określono wartość ABI, parametry kinetyczne i kinematyczne chodu oraz parametry siłowo-prędkościowe prostowników i zginaczy stawu kolanowego i skokowego. Analiza wyników prowadzona była dwutorowo. Zgodnie ze standardowym modelem postępowania porównano parametry chodu oraz wartości cech fizycznych mięśni kończyny prawej i lewej. Dodatkowo porównano wartości uzyskane przez kończyną o wyższym i niższym ABI. Analiza wyników wykazała istotne różnice pomiędzy wynikami pomiarów cech fizycznych mięśni kończyny o wyższym i niższym ABI. Nie wykazano natomiast różnic prowadząc standardowo wykonywane porównanie kończyny prawej do lewej. Wykazana istotność różnic dotyczyła wartości szczytowego momentu siły, pracy i mocy mięśni prostowników stawu kolanowego i mięśni zginaczy stawu skokowego kończyny z wyższym ABI i niższym. Podsumowując, badania wykazały, że wyższy stopień niedokrwienia pogarszał poziom siły, wytrzymałości i sprawności zginaczy stawu skokowego i prostowników stawu kolanowego. Nie potwierdzono natomiast istotnego powiązania wskaźnika ABI ze wzorcem chodu. Powyższa zależność powinna być brana pod uwagę w procesie rehabilitacji i metodologii oceny możliwości ruchowych pacjentów.

- Efektem naukowym stażu, który odbyłam w Politechnice Wrocławskiej pod opieką prof. dr hab. inż. Haliny Podbielskiej była wspólna praca napisana we współpracy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Politechniki Wrocławskiej i University Hospital Bonn.

*Dębiec-Bąk, A.; Skrzek, A.; Podbielska, H.; Golubnitschaja, O.; Stefańska, M. Superficial Temperature Distribution Patterns before and after Physical Activity in School Children Are Indicative for Personalized Exercise Coaching and Disease Prevention. EPMA J 2021, 12 (4), 435–447. <https://doi.org/10.1007/s13167-021-00262-1>. IF: 8.836; MEiN: 100.000.*

Celem pracy była ocena termoregulacji za pomocą kamery termowizyjnej u dzieci w wieku szkolnym wykonana przed i po 45 minutowych ogólnorozwojowych ćwiczeniach fizycznych. W badaniu uczestniczyło 60 dzieci, które podzielono na grupy wiekowe: grupa 1 (7-latki), grupa 2 (9-latki) i grupa 3 (12-latki). Powierzchnowe wzorce temperatury ciała mierzono za pomocą kamery termowizyjnej przed i bezpośrednio po wysiłku oraz po 15-minutowym okresie odpoczynku. Przeanalizowano rozkłady temperatury w 12 obszarach przedniej i tylnej części ciała, obejmujących tułów oraz kończyny górne i dolne. Uzyskane wyniki ujawniły indywidualną i zależną od wieku różnicę w odpowiedzi organizmu na ćwiczenia. Pierwszy pomiar przed wysiłkiem fizycznym (pomiar 1) nie wykazał istotnych statystycznie różnic w średniej temperaturze powierzchni wszystkich analizowanych obszarów pomiędzy dziećmi w wieku 7 i 9 lat. U dzieci 12-letnich zaobserwowano statystycznie istotnie wyższe wartości średniej temperatury kończyn górnych i dolnych w porównaniu z grupą 7-latków. Bezpośrednio po ćwiczeniach (pomiar 2) odnotowano istotny statystycznie spadek temperatury we wszystkich grupach i we wszystkich obszarach ciała. Największą zmianę temperatury zaobserwowano u 12-latków, a najmniejszą u najmłodszych. Badanie przeprowadzone po 15-minutowym czasie regeneracji (pomiar 3) wykazało wzrost średniej temperatury wszystkich analizowanych obszarów. U wszystkich badanych średnia temperatura zarejestrowana w pomiarze 3 nie różniła się istotnie od początkowych (pomiar 1, przed ćwiczeniami). Jedynie średnia temperatura grzbietu dzieci 12-letnich była istotnie niższa po okresie odpoczynku w porównaniu z badaniem wstępnym. Przeprowadzona identyfikacja procesów termoregulacyjnych w odpowiedzi na aktywność fizyczną może mieć duże znaczenie kliniczne w spersonalizowanym treningu wczesnego okresu życia w ramach medycyny 3P (prewencja, predykcja, personalizacja). W ramach tego projektu odpowiedzialna byłam za analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

- Badania własności fizycznych mięśni prowadzone w warunkach pracy izokinetycznej są częstą metodą oceny możliwości siłowych układu ruchu i prowadzone są w wielu ośrodkach. Efektem naukowym stażu, który odbyłam w Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie była praca naukowa napisana we współpracy AWF we Wrocławiu, AWF w Krakowie i Szpitala Ortopedyczno-Rehabilitacyjnego Vratislavia Medica we Wrocławiu.

*Stefańska, M.; Dębiec-Bąk, A.; Widelak, J.; Palczewska, A.; Skrzek, A.; Dominiak, P.; Kucharski, W.; Kubasiak, K. Force-Velocity Characteristics of Lower Extremity Muscles in Male High-Altitude Climbers. Physiotherapy Quarterly 2021, 29 (3), 92–97. <https://doi.org/10.5114/pq.2021.109061>. MEiN: 70.000.* Celem pracy była ocena parametrów prędkościowo-siłowych mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego u mężczyzn uprawiających wspinaczkę wysokogórską oraz porównanie uzyskanych wyników z grupą aktywnych zawodowo żołnierzy. Zaobserwowano, że zarejestrowane w ruchu z prędkością 60°/s i 180°/s wartości szczytowego momentu siły, całkowitej pracy, średniej mocy oraz stosunku szczytowego momentu siły mięśni antagonistycznych są wyższe, a czasy przyśpieszania i opóźniania ruchu krótsze w grupie himalaistów w porównaniu z grupą żołnierzy zawodowych. Zaobserwowane różnice mogą świadczyć o zmianie mechanizmów posturalno-dynamicznych związanych z kontrolą ruchu. W ramach projektu odpowiedzialna byłam za przygotowanie metodologiczne pomiarów izokinetycznych, analizę wyników badań, ich opis, sformułowanie wniosków oraz przygotowanie tekstu pod kontem publikacji.

- Wynikiem nawiązanych podczas stażu w Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie kontaktów była zespołowa praca obejmująca współpracę AWF we Wrocławiu, Krakowie i Katowicach oraz Uniwersytetu w Bydgoszczy:

*Piotrowska, A.; Czerwińska-Ledwig, O.; Stefańska, M.; Pałka, T.; Maciejczyk, M.; Bujas, P.; Bawelski, M.; Ridan, T.; Żychowska, M.; Sadowska-Krępa, E.; Dębiec-Bąk, A. Changes in Skin Microcirculation Resulting from Vibration Therapy in Women with Cellulite. International Journal of Environmental Research and Public Health 2022, 19 (6), 3385. <https://doi.org/10.3390/ijerph19063385>. IF: 4.614; MEiN: 140.000.*

Celem pracy była ocena wpływu miejscowej wibracji na mikrokrażenie skórne oraz likwidację objawów cellulitu u kobiet. 57 zdrowych kobiet z cellulitem co najmniej 1. stopnia, podzielono na cztery grupy różniące się czasem trwania zabiegu (30' lub 60') oraz pozycją (siedzącą lub leżącą) podczas zabiegów wibracyjnych. Przed i po 15 sesjach zabiegowych rejestrowano skład ciała, wybrane obwody, stopień cellulitu oraz zdjęcia termograficzne pośladków i ud. Zauważono, że w obu badanych obszarach zaobserwowano istotne zmiany temperatury skóry po pierwszym i ostatnim zabiegu.

Po serii zabiegów zaobserwowano znaczne zmniejszenie stopnia cellulitu. Najsilniejsze efekty zaobserwowano w pozycji siedzącej przy czasie zabiegu 60 min. Zabieg wibracyjny poprawia mikrokrażenie w obszarach dotkniętych cellulitem. Z biegiem czasu nie zaobserwowano adaptacji, a kolejne zabiegi utrzymywały korzystne efekty. Wydłużenie czasu zabiegu zwiększyło jego wpływ na mikrokrażenie w skórze. W ramach tego projektu odpowiedzialna byłam za analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

- Wielośrodkowa współpraca obejmująca między innymi Akademię Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu i Columbia University Vagelos College of Physicians and Surgeons umożliwiła zrealizowanie projektu, którego efektem była praca:

*Pawlaczyk W.; Rogowski L.; Kowalska J.; Stefańska M.; Gołębiowski T.; Mazanowska O.; Gerall C.; Krajewska M.; Kuształ M.; Dziubek W. Assessment of the Nutritional Status and Quality of Life in Chronic Kidney Disease and Kidney Transplant Patients: A Comparative Analysis. Nutrients. 2022; 14(22):4814; <https://doi.org/10.3390/nu14224814>. IF: 6.706; MEiN: 140.000.* Celem pracy była ocena stanu odżywienia i jakości życia pacjentów z przewlekłą chorobą nerek w porównaniu z pacjentami po przeszczepieniu nerki oraz określenie, jakie czynniki wpływają na stan odżywienia i jakość życia w tej populacji pacjentów. Badaniem objęto 167 pacjentów, u których przeprowadzono kwestionariusz jakości życia w chorobie nerek (KDQoL) oraz kwestionariusz oceny stanu odżywienia (MNA). Analiza porównawcza jakości życia nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami w ogólnej punktacji KDQoL. Jednakże szczegółowa analiza wskazała jako czynniki wpływające na jakość życia przynależność do grupy badanych, określoną na podstawie stanu klinicznego, wyniki MNA, wieku pacjenta i obwodu bioder. Wykazano, że blisko 1/3 pacjentów dializowanych i po przeszczepie nerki zagrożona była niedożywieniem. Przeprowadzona analiza wskazała na potrzebę systematycznej oceny stanu odżywienia i monitorowania jakości życia jako standardowego elementu postępowania u pacjentów z przewlekłą chorobą nerek. W ramach projektu odpowiedzialna byłam za analizę wyników badań, ich opis, sformułowanie wniosków oraz przygotowanie wyników pod kontem publikacji.

- Również u pacjentów z przewlekłą chorobą nerek (PChN) (stadium III-V i po przeszczepie nerki) prowadzono ocenę stanu emocjonalnego. Wspólne badania zostały zrealizowane przy współpracy Akademii Wychowania Fizycznego we

Wrocławiu, Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu i Collegium Witelona Uczelni Państwowej w Legnicy. W ramach pracy zespołu badawczego, którego byłam członkiem, wykazano, że największy odsetek pacjentów z objawami depresyjnymi obserwowano w grupie pacjentów dializowanych z PChN w stadium V. Najmniejszy odsetek pacjentów z wysokim zadowoleniem z życia odnotowano w grupie przed dializacyjnej. Zaobserwowano istotny związek między wynikami kwestionariusza BDI (występowanie depresji), a STAI (poziom lęku), SWLS (satysfakcja z życia) we wszystkich grupach, natomiast istotny związek między BDI a siłą uścisku dłoni zaobserwowano u pacjentów dializowanych i po przeszczepieniu nerki. Stwierdzono, że lęk jako cecha był czynnikiem najsilniej związanym z objawami depresyjnymi w każdej z trzech grup pacjentów.

*Dziubek, W.; Pawlaczyk, W.; Rogowski, L.; Stefańska, M.; Golebiowski, T.; Mazanowska, O.; Krajewska, M.; Kusztal, M.; Kowalska, J. Assessment of Depression and Anxiety in Patients with Chronic Kidney Disease and after Kidney Transplantation-A Comparative Analysis. Int J Environ Res Public Health* **2021**, *18* (19), 10517. <https://doi.org/10.3390/ijerph181910517>. IF: 4.614; MEiN: 140.000. W ramach tego projektu odpowiedzialna byłam za analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

- Kolejny projekt, w którym brałam udział powstał dzięki współpracy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu oraz Dolnośląskiego Centrum Onkologii. Byłam członkiem zespołu badawczego prowadzącego ocenę psychofizyczną pacjentów z zespołem słabości i przed-słabości. Ocenę cech fizycznych mięśni przeprowadzono z wykorzystaniem dynamometru izokinetycznego, natomiast ocenę stanu emocjonalnego wykonano za pomocą Inwentarza Depresji Becka (BDI), Inwentarza Stanu i Cech Lęku Spielberga (STAI) oraz Skali Satysfakcji z Życia (SWLS). Wykazano, że w obu grupach badanych, 3-miesięczny program treningowy istotnie poprawił parametry siłowe mięśni kończyn dolnych. Poprawę nastroju i zmniejszenie nasilenia objawów depresyjnych zaobserwowano jedynie w grupie osób z zespołem przed-słabości. Wyniki badań wykazały, że programy rehabilitacyjne dla osób z zespołem słabości oprócz treningu fizycznego powinny obejmować działania psychoterapeutyczne w celu poprawy stanu psychofizycznego pacjentów.

*Dziubek, W.; Pawlaczyk, W.; Stefańska, M.; Waligóra, J.; Bujnowska-Fedak, M.; Kowalska, J. Evaluation of Psychophysical Factors in Individuals with Frailty Syndrome Following a 3-Month Controlled Physical Activity Program. Int J Environ Res Public Health* **2020**, *17* (21), E7804. <https://doi.org/10.3390/ijerph17217804>. IF: 3.390; MEiN: 140.000. W ramach tego



projektu odpowiedzialna byłam za analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

## **6. Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.**

### **6.1. Prowadzenie zajęć dydaktycznych ze studentami oraz szkoleń**

Od 2003 roku prowadzę zajęcia dydaktyczne dla studentów Kierunku Fizjoterapia na Wydziale Fizjoterapii AWF we Wrocławiu. Obecnie moje działania dydaktyczne obejmują zajęcia z przedmiotu Biomechanika (dla studentów 2 roku), Diagnostyka w dysfunkcjach narządu ruchu (dla studentów 4 roku) oraz Statystyka (dla studentów 4 roku).

W latach ubiegłych prowadziłam zajęcia z przedmiotów: Biomechanika kliniczna, Diagnostyka i programowanie rehabilitacji, Zaopatrzenie ortopedyczne, Wyroby medyczne, Podstawy informatyki i statystyki.

### **6.2. Tworzenie programów nowych przedmiotów i materiałów dydaktycznych**

Jestem autorem programów nauczania z przedmiotów: Podstawy informatyki i statystyki, Statystyka, Zaopatrzenie ortopedyczne, Wyroby medyczne realizowanych dla studentów Kierunku Fizjoterapia AWF we Wrocławiu.

### **6.3. Opieka naukowa nad magistrami i licencjatami**

Od początku mojej działalności dydaktycznej byłam promotorem 11 prac magisterskich oraz 7 prac licencjackich.

Byłam również recenzentem 19 magisterskich prac i 17 prac licencjackich.

### **6.4. Działalność organizacyjna i członkostwo komisji**

W roku akademickim 2018/2019 byłam członkiem Odwoławczej Komisji Stypendialnej Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.

W latach 2012 – 2016 byłam członkiem Rady Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.

Wielokrotnie byłam członkiem Wydziałowej Komisji Rekrutacyjnej Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu w zespole odpowiedzialnym za przeprowadzenie egzaminu teoretycznego.

W roku akademickim 2012/2013 zostałam powołana na stanowisko Sekretarza Komisji Rekrutacyjnej Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.

W latach 2008-2012 byłam członkiem Komisji Wyborczej Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.

W latach 2008/2009 – 2012/2013 byłam opiekunem rocznika studentów wszystkich form studiów Wydziału Fizjoterapii AWF we Wrocławiu.

#### **6.5. Działalność ekspercka i popularyzująca naukę**

**2016-2019** - uczestnictwo w realizacji projektu Atlas Zasobów Otwartej Nauki (AZON) prowadzonego przez Centrum Wiedzy i Informacji Naukowo-Technicznej (CWiNT) Politechniki Wrocławskiej. Internetowa platforma zasobynauki.pl powstała w ramach projektu: Aktywna Platforma Informacyjna e-scienceplus.pl. (Projekt był finansowany ze środków Unii Europejskiej w ramach Programu Operacyjnego Polska Cyfrowa). Zadanie 5 - przygotowanie i udostępnianie zasobów nauki Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu; Opracowanie własnego profilu eksperckiego.

W 2011 roku brałam udział w pracach Komisji Naukowej Konferencji Studenckich Kół Naukowych.

### **7. Oprócz kwestii wymienionych w pkt. 1-6, wnioskodawca może podać inne informacje, ważne z jego punktu widzenia, dotyczące jego kariery zawodowej.**

#### **7.1. Działalność naukowa po uzyskaniu tytułu doktora**

Podstawowym obszarem mojej działalności naukowej jest diagnostyka i ocena narządu ruchu wykonywana z wykorzystaniem obiektywnych, biomechanicznych metod oraz ściśle powiązana z oceną, kontrola procesu terapeutycznego realizowana poprzez porównanie wyników rejestrowanych na początku i na końcu procesu usprawniania. Część wyników badań uzyskanych w ramach projektów, w których brałam udział prezentuję w punkcie 5 tego autoreferatu. Przytaczane prace obejmują ocenę wykonywaną diagnostycznie w celu identyfikacji funkcji i możliwości elementów układu ruchu lub jako narzędzie oceny progresji lub regresji i obejmują między innymi ocenę lokomocji (trójwymiarowa analiza ruchu) u pacjentów z

przewlekłym niedokrwieniem kończyn (PAD) (J Clin Med 2020 i Symmetry 2021), ocenę siłowo-wytrzymałościową układu ruchu (dynamometria izokinetyczna) prowadzoną u pacjentów z PAD (Symmetry 2021, Biomed Res Int 2018 i Maturitas 2015) i u zawodowych himalaistów (Physiotherapy Quarterly 2021), ocenę mikrokrążenia powierzchniowego (termografia) wykonywaną u dzieci w wieku 9-12 lat (EPMA 2021).

Inne doniesienia z okresu ostatnich 10 lat dotyczące tego obszaru moich zainteresowań naukowych obejmują:

- Ocenę parametrów lepkosprężystych mięśnia prostownika grzbietu (miotonomotria) oraz ocenę mikrokrążenia powierzchniowego tułowia (termografia) wykonywano u dzieci zdrowych (APGAR 8-10) w wieku 3-10 miesięcy z niewielkimi zaburzeniami wzorca motorycznego w celu identyfikacji wartości bazowych analizowanych parametrów oraz wskazania kierunku ich zmian pod wpływem stymulacji strefy piersiowej metodą Vojty. Analiza wyników wykazała istotne zmiany w parametrach lepkosprężystych obserwowane po stymulacji jedynie u dzieci z podwyższonym napięciem mięśniowym (poprawa funkcji motorycznych wystąpiła u wszystkich badanych) oraz istotne zwiększenie średniej temperatury jedynie tylnej części tułowia. W ramach projektu byłam współodpowiedzialna za przygotowanie metodologiczne i przeprowadzenie badań, wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

*Ptak, A.; Dębiec-Bąk, A.; Stefańska, M. Assessment of Viscoelastic Parameters of Muscles in Children Aged 4–9 Months with Minor Qualitative Impairment of the Motor Pattern after Vojta Therapy Implementation. International Journal of Environmental Research and Public Health 2022, 19 (16), 10448. <https://doi.org/10.3390/ijerph191610448>. IF: 4.614; MEiN: 140.000*

*Ptak A.; Dębiec-Bąk A.; Stefańska M. Thermographic of the Microcirculation in Healthy Children Aged 3–10 Months as an Objective and Noninvasive Method of Assessment. International Journal of Environmental Research and Public Health 2022, 19 (23), 16072; <https://doi.org/10.3390/ijerph192316072>. IF: 4.614; MEiN: 140.000*

- W celu oceny postawy ciała w płaszczyźnie strzałkowej młodych piłkarzy nożnych w wieku 8-13 lat i porównania wyników z grupą nietreningujących rówieśników zastosowano metodę projekcyjną Moire'a. Wyniki badań wykazały, że obciążenia podczas treningu piłki nożnej mogą wpływać na przednio-tylne krzywizny kręgosłupa. W grupie piłkarzy nożnych we wszystkich grupach wiekowych

stwierdzono istotnie wyższe wartości kąta kifozy piersiowej oraz niższą wartość kąta nachylenia tułowia w porównaniu z ich nietreningowymi rówieśnikami. W ramach projektu wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

*Barczyk-Pawelec, K.; Rubajczyk, K.; Stefańska, M.; Pawik, Ł.; Dziubek, W. Characteristics of Body Posture in the Sagittal Plane in 8–13-Year-Old Male Athletes Practicing Soccer. Symmetry 2022, 14 (2), 210. <https://doi.org/10.3390/sym14020210>. IF: 2.940; MEiN: 70.000*

- Statyczne pomiary szczytowego momentu siły mięśni prostowników stawu kolanowego wykorzystano do weryfikacji skuteczności 3-tygodniowego programu treningu siłowego opartego na elektrycznej stymulacji nerwowo-mięśniowej (NMES) z wykorzystaniem urządzenia RSQ1 generującego prąd modulowany powstały w wyniku nakładania się prądów dwuskładnikowych. Przeprowadzona w analiza wykazała brak istotnych różnic pomiędzy efektem treningu RSQ1 i tradycyjnego treningu izometrycznego. W ramach projektu byłam współodpowiedzialna z stworzenie protokołu pomiarowego, wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

*Rywacka, A.; Stefańska, M.; Dziuba-Słonina, A. Assessment of the Strength Parameters of the Quadriceps Femoris Muscles in Polish University Students after a 3-Week Program of Neuromuscular Electrical Stimulation Using the RSQ1 Method. Int J Environ Res Public Health 2021, 18 (21), 11717. <https://doi.org/10.3390/ijerph182111717>. IF: 4.614; MEiN: 140.000*

- Pomiary prowadzone w warunkach izokinetycznych zastosowano do oceny wpływu taśmy Kinesio-Tex na parametry siłowo-prędkościowe mięśnia prostego brzucha bezpośrednio po aplikacji. Wyniki badań nie wykazały istotnych zmian w poziomie szczytowego momentu siły, całkowitej pracy i średniej mocy mięśni zginaczy tułowia po jednorazowej aplikacji taśm. W ramach projektu byłam współodpowiedzialna za przygotowanie metodologiczne i przeprowadzenie badań, wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

*Ptak, A.; Konieczny, G.; Stefańska, M. The Influence of Short-Term Kinesiology Taping on Force-Velocity Parameters of the Rectus Abdominis Muscle. J Back Musculoskelet Rehabil 2013, 26 (3), 291–297. <https://doi.org/10.3233/BMR-130382>. IF: 1.041; MEiN: 20.000*

- Dynamometria izokinetyczna wykorzystana została również do oceny możliwości siłowo – wytrzymałościowych mięśni zginających i prostujących tułów w płaszczyźnie strzałkowej u kobiet starszych poddanych treningowi fizycznemu.

Trzykrotne badania (wstępne, po czterech miesiącach ćwiczeń grupowych i 12 miesiącach aktywności fizycznej realizowanej indywidualnie) wykazały istotnie wyższe wartości szczytowego momentu siły, całkowitej pracy i średniej mocy rejestrowane w pomiarze 3 w porównaniu z 1 i 2. W ramach projektu byłam odpowiedzialna za przygotowanie metodologiczne badań, wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowanie publikacji.

*Skrzek, A.; Stefańska, M. Analysis of Muscle Force-Velocity Parameter Changes in Elderly Women Resulting from Physical Activity—In Continuous Examinations. Educational Gerontology 2012, 38 (12), 867–876. <https://doi.org/10.1080/03601277.2012.660849>. IF: 0.349; MEiN: 20.000*

- Skuteczności fizjoterapii oceniana była również u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu z afazją i bez afazji: *Guzek, Z.; Dziubek, W.; Stefańska, M.; Kowalska, J. A Comparative Analysis of Functional Status and Mobility in Stroke Patients with and without Aphasia. Journal of Clinical Medicine 2022, 11 (12), 3478. <https://doi.org/10.3390/jcm11123478>. IF: 4.964; MEiN: 140.000*

Przeprowadzona ocena czynnościowa wykonana była dwukrotnie na początku i końcu procesu usprawniania na oddziale rehabilitacyjnym. Do oceny zastosowano wskaźnik Bartela (BI), skalę oceny siedzenia (SAS), skalę równowagi Berga (BBS), test kontroli tułowia (TCT), test Up & Go (TUG) i timed walk test (TWT). Zaobserwowano iż grupa pacjentów poudarowych z afazją charakteryzowała się istotnie dłuższym czasem od udaru do przyjęcia na oddział rehabilitacyjny, istotnie dłuższym czasem pobytu na oddziale oraz istotnie słabszymi wynikami SAS i TCT w porównaniu z pacjentami bez afazji. Porównując rezultaty uzyskane przed i po procesie usprawniania w obu grupach badanych wykazano znaczącą poprawę wszystkich analizowanych zmiennych (SAS, TCT, BI, BBS, TUG i TWT). Wykazano również, że afazja była predyktorem stanu funkcjonalnego w grupie chorych po udarze mózgu jedynie w momencie przyjęcia na oddział. W ramach projektu odpowiedzialna byłam za analizę wyników badań, ich opis, sformułowanie wniosków oraz przygotowanie wyników pod kontem publikacji.

Druga gałąź moich zainteresowań naukowych dotyczy oceny jakości życia w aspekcie fizycznym i psychicznym. Brak możliwości wykonania pomiarów obiektywnych wynikający ze stanu klinicznego pacjenta lub braku możliwości bezpośredniego kontaktu nie zamyka możliwości oceny fizycznej, poziomu zadowolenia z życia, stanu emocjonalnego, poziomu lęku czy zmian powstałych w wyniku prowadzonych działań terapeutycznych realizowanych metodami

subiektywnymi z użyciem znormatyzowanych kwestionariuszy. W punkcie 5 autoreferatu prezentowałam prace dotyczące badania jakości życia, stanu odżywienia, stanu emocjonalnego, poziomu lęku pacjentów z przewlekłą chorobą nerek (Nutrients 2022 i Int J Environ Res Public Health 2021), pacjentów z zespołem słabości (Int J Environ Res Public Health 2020).

- Pandemia COVID-19 wymusiła izolację społeczną dotyczącą wszystkich dziedzin życia. Wpłynęło to również na funkcjonowanie szkół i uczelni wyższych. Celem pracy: *Stefańska M., De Koker R., Vos J., De Wachter E., Dębiec-Bąk A., Ptak A. Assessment of the level of physical activity and mood in students after a year of study in a mixed mode in the conditions of restrictions resulting from the pandemic. Int J Environ Res Public Health 2023, 20, (5), 4311, <https://doi.org/10.3390/ijerph20054311>. IF: 4.614; MEiN: 140.000.* była ocena poziomu aktywności fizycznej i nastroju studentów po roku nauki prowadzonej w trybie mieszanym z powodu ograniczeń wynikających z pandemii COVID-19. W obserwacji wzięło udział 297 studentów od II do IV roku studiów stacjonarnych Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu (Polska) oraz studentów Wydziału Zdrowia Uniwersytetu ODISSE w Brukseli (Belgia). Ocenie poddano rok akademicki 2020/2021. Aktywność fizyczną oceniono za pomocą Globalnego Kwestionariusza Aktywności Fizycznej (GPAQ). Do oceny stanu zdrowia psychicznego zastosowano Inwentarz Depresji Becka (BDI). Wyniki kwestionariusza GPAQ pokazują, że łączna aktywność fizyczna obejmująca pracę/studia, rekreację i mobilność wynosiła 16,5 h tygodniowo dla studentów z Polski i 7,4 h tygodniowo dla studentów z Belgii. Obie grupy badanych osiągnęły wszystkie progi zalecane przez WHO jako wystarczający poziom tygodniowej aktywności fizycznej. Analiza kwestionariusza BDI wykazała, że w obu badanych grupach ponad 30% studentów odczuwało obniżony nastrój o różnym nasileniu. Wydaje się więc konieczne jest monitorowanie stanu psychicznego uczniów i w przypadku uzyskania wyników kontrolnych na zbliżonym poziomie wdrożenie pomocy psychologicznej dla chętnych uczestników. W ramach projektu byłam współodpowiedzialna za metodologiczne przygotowanie protokołu i przeprowadzenie badań, wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowałam tekst artykułu do publikacji.

- Subiektywne metody oceny wykorzystano również w projekcie, którego celem było porównanie samopoczucia psychicznego, jakości życia i aktywności fizycznej osób starszych (75-90 lat) mieszkających samodzielnie i w domach opieki. Wyniki obserwacji opublikowano w pracy: *Traczyk, J.; Dębiec-Bąk, A.; Skrzek, A.; Stefańska, M. Assessment of the Psychophysical Sphere and Functional Status of Women Aged 75-90 Living*

*Alone and in Nursing Homes. Int J Environ Res Public Health* 2021, 18 (17), 9028. <https://doi.org/10.3390/ijerph18179028>. IF: 4.614; MEiN: 140.000. Ocenę aktywności fizycznej przeprowadzono za pomocą krokomierzy oraz testu Up and Go, testu wstań i idź natomiast do oceny samopoczucia psychicznego wykorzystano kwestionariusz Mini-Mental State Examination, skalę Groningen Restriction Activity Restriction Scale, Geriatryczna Skala Depresji i WHOQOL-Bref. Wyniki badań wykazały, że osoby mieszkające samotnie charakteryzowała większa dzienna aktywność fizyczna. Porównując obie grupy badanych nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w samoocenie sfery psychicznej, natomiast zaobserwowano różnice w samoocenie sfery fizycznej. W grupie NH osoby z depresją i bez depresji nie różniły się pod względem ilości dziennej aktywności fizycznej i wyników testów funkcjonalnych. Kobiety z depresją z grupy HOME były mniej aktywne fizycznie i miały gorszą sprawność funkcjonalną. W ramach projektu byłam współodpowiedzialna za metodologiczne przygotowanie pracy, wykonałam analizę statystyczną otrzymanych wyników, opis wyników badań oraz przygotowałam rozdziału wyniki w przedstawianej publikacji.

Potwierdzenia współautorstwa wszystkich publikacji załącznik 5b.

## 7.2. Udział w grantach naukowych i projektach badawczych

### Po doktoracie

Uczestniczyłam w projekcie „Wrovasc” (zadanie 14 pt. „Opracowanie systemu rehabilitacji chorych z przewlekłym niedokrwieniem kończyn dolnych w oparciu o badania biomechaniki ruchu, siły mięśniowej i innych obiektywnych metod oceny poprawy ich funkcjonowania”) współfinansowanym przez Unię Europejską z Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego w Ramach Programu Operacyjnego Innowacyjna gospodarka, na lata 2008-2015 (<http://www.wssobr-wroc.pl/projekty/wrovasc/>). Numer projektu: POIG 01.01.02-02-001/08. Projekt zakończony. Potwierdzenie mojego udziału w projekcie stanowi wykaz publikacji powstałych jako podsumowanie projektu (załącznik nr 5b) oraz wydruk z Systemu Informacji o Nauce i Szkolnictwie Wyższym POL-on (załącznik 6b, pkt. F.2.1.1.1.str. 8).

W ramach projektu byłam członkiem zespołu odpowiedzialnego za przeprowadzenie izokinetycznej oceny siłowo-wytrzymałościowej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz skokowego, a także oceny elektromiograficznej ww. grup mięśni przed i po procesie usprawniania. Jestem współautorem zastosowanego protokołu badawczego dotyczącego pomiarów izokinetycznych i elektromiograficznych. Brałam czynny udział w procesie pomiarowym. Opracowałam również

protokół treningowy jednego z weryfikowanych modeli usprawniania obejmujący ćwiczenia oporowe mięśni kończyn dolnych prowadzone w warunkach izokinetycznych. Wykonałam analizę statystyczną uzyskanych wyników oraz jestem współautorem 5 artykułów naukowych powstałych jako podsumowanie projektu:

Zembron-Lacny, A.; Dziubek, W.; Tylutka, A.; Wacka, E.; Morawin, B.; Bulinska, K.; **Stefańska, M.**; Wozniewski, M.; Szuba, A. Assessment of Serum Neopterin as a Biomarker in Peripheral Artery Disease. *Diagnostics (Basel)* **2021**, *11* (10), 1911. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11101911>. IF: 3.992; MEiN: 70.000

**Stefańska, M.**; Bulińska, K.; Woźniewski, M.; Szuba, A.; Dziubek, W. Ankle-Brachial Index Is a Good Determinant of Lower Limb Muscular Strength but Not of the Gait Pattern in PAD Patients. *Symmetry* **2021**, *13* (9), 1709. <https://doi.org/10.3390/sym13091709>. IF: 2.940; MEiN: 70.000

Dziubek, W.; **Stefańska, M.**; Bulińska, K.; Barska, K.; Paszkowski, R.; Kropielnicka, K.; Jasiński, R.; Rachwalik, A.; Woźniewski, M.; Szuba, A. Effects of Physical Rehabilitation on Spatiotemporal Gait Parameters and Ground Reaction Forces of Patients with Intermittent Claudication. *J Clin Med* **2020**, *9* (9), 2826. <https://doi.org/10.3390/jcm9092826>. IF: 4.242; MEiN: 140.000

Kropielnicka, K.; Dziubek, W.; Bulińska, K.; **Stefańska, M.**; Wojcieszczyk-Latos, J.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Rachwalik, A.; Woźniewski, M.; Szuba, A. Influence of the Physical Training on Muscle Function and Walking Distance in Symptomatic Peripheral Arterial Disease in Elderly. *Biomed Res Int* **2018**, *2018*, 1937527. <https://doi.org/10.1155/2018/1937527>. IF: 2.197; MEiN: 25.000

Dziubek, W.; Bulińska, K.; **Stefańska, M.**; Woźniewski, M.; Kropielnicka, K.; Jasiński, T.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Wojcieszczyk-Latos, J.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Szuba, A. Peripheral Arterial Disease Decreases Muscle Torque and Functional Walking Capacity in Elderly. *Maturitas* **2015**, *81* (4), 480–486. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2015.06.001>. IF: 3.120; MEiN: 35.000

## Przed doktoratem

W trakcie studiów doktoranckich otrzymałam **grant promotorski** przyznany przez Komitet Badań Nagrodowych dotyczący pracy „Identyfikacja diagnostyczności parametrów siłowo-prędkościowych mięśni kończyny górnej człowieka”, numer



grantu: GRANT 3 PO5D 116 22, zakończony 2002-12-31. Potwierdzenie otrzymania grantu zawarte jest w raporcie z systemu Nauka Polska (Załącznik 6c, pkt. C.4.1. str. 4).

### 7.3. Udział w stażach naukowych

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Universidad Politécnica de Madrid, Spain, Departamento de Deportes, 19.09.2022 – 02.10.2022r. W ramach stażu sporządzono protokół oceny termowizyjnej dzieci, który w podczas badań dwuosrodkowych wykorzystany będzie do oceny zmian temperatury powierzchniowej dzieci w wieku 0-12 miesięcy, powstałych jako odpowiedź adaptacyjna organizmu na temperaturę otoczenia (badania w toku).

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu ( załącznik 6d).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Státní Léčebné Lázně Janské Lázně, Czech Republic, 06.09.2021 – 24.09.2021. Podczas stażu opracowano protokół badawczy dotyczący pomiarów termowizyjnych stóp u osób z cukrzycą typu II oraz wykonano badania temperatury powierzchniowej stóp u pacjentów ośrodka. Wyniki badań zostały przedstawione jako wspólne doniesienie konferencyjne w ramach XI Międzynarodowych Dni Fizjoterapii, Wrocław, 26-28 maja 2022 oraz publikacja naukowa przyjęta do druku przez czasopismo *Physiotherapy Quarterly*. Artykuł ukaże się w numerze 1/2024. Obecnie widnieje na stronie wydawnictwa w sekcji manuskryptów przyjętych do druku. Praca nie jest uwzględniona w wykazie przygotowanym przez OIN ze względu na niezakończony proces publikacyjny.

*Dębiec-Bąk A.; Ptak A.; Majerski K.; Uiberlayova I.; Stefańska M. Analiza mikrokrążenia powierzchniowego stóp u pacjentów z cukrzycą typu II w badaniach termowizyjnych. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 72-74*

*Dębiec-Bąk A., Skrzek A., Ptak A., Majerski K., Uiberlayová I., Stefańska M. Evaluation of the surface temperature distribution of the feet in patients with type 2 diabetes using the thermovision method. Physiother Quart. 2024;32(1) DOI: <https://doi.org/10.5114/pq.2024.125293>, MEiN 70 pkt.*

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6e).

Potwierdzeniem prezentacji wspólnego doniesienia jest rejestr konferencji, sporządzony przez Ośrodek Informacji Naukowej AWF we Wrocławiu (załącznik 5c).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Odisee University Collage, Brussel, Belgium, 24.06.2021 – 08.07.2021r. Tematem stażu była działalność dydaktyczna i naukowa w Polsce i w Belgii w okresie pandemii COVID-19. Efektem naukowym stażu były prowadzone w obu ośrodkach badania mające na celu ocenę aktywności fizycznej i samopoczucia psychicznego studentów w okresie nauki w warunkach ograniczeń związanych z pandemią COVID-19. Wyniki badań zostały przedstawione jako wspólna publikacja naukowa opublikowana w International Journal Enviromental Research and Public Health oraz jako doniesienia konferencyjne w ramach XI Międzynarodowych Dni Fizjoterapii, Wrocław, 26-28 maja 2022:

*Stefańska, M.; De Koker, R.; Vos, J.; De Wachter, E.; Dębiec-Bąk, A.; Ptak, A. Assessment of the Level of Physical Activity and Mood in Students after a Year of Study in a Mixed Mode in the Conditions of Restrictions Resulting from the Pandemic. Int. J. Environ. Res. Public Health 2023, 20, 4311. <https://doi.org/10.3390/ijerph20054311>. IF: 4.614; MEiN: 140.000.*

*Ptak A.; Stefańska M.; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena aktywności fizycznej po roku nauki mieszanej prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii: od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia. [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]. s. 71-72*

*Stefańska M.; Ptak A.; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena dobrostanu psychicznego studentów po roku nauki prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii: od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 69-71*

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6f). Potwierdzeniem wspólnej publikacji oraz doniesień konferencyjnych jest rejestr sporządzony przez Ośrodek Informacji Naukowej AWF we Wrocławiu (załącznik 5b i c).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Politechnika Wrocławska, Katedra Inżynierii Biomedycznej, 01.06.2020 – 30.06.2020r. Efektem naukowym stażu jest wspólna praca dotycząca zmian w temperatury powierzchniowej ciała jako odpowiedź na wysiłek fizyczny u dzieci w wieku 8-12lat. Praca została wygłoszona w ramach EPMA World Congress 2021:

Dębiec-Bąk A.; Skrzek A.; Podbielska H.; Golubnitschaja O.; **Stefańska M.** *Analysis of superficial temperature distribution changes after physical activity in school children for personalization of general fitness exercises.* W: EPMA World Congress 2021, s.49: bibliogr. 7 poz.

oraz opublikowana w czasopiśmie EPMA Journal :

Dębiec-Bąk, A.; Skrzek, A.; Podbielska, H.; Golubnitschaja, O.; **Stefańska, M.** *Superficial Temperature Distribution Patterns before and after Physical Activity in School Children Are Indicative for Personalized Exercise Coaching and Disease Prevention.* EPMA J **2021**, 12 (4), 435–447. <https://doi.org/10.1007/s13167-021-00262-1>. IF: 8.836; MEiN: 100.000

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6g).

Potwierdzeniem wspólnej publikacji oraz doniesienia konferencyjnego jest rejestr sporządzony przez Ośrodek Informacji Naukowej AWF we Wrocławiu (załącznik 5b i c).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Akademia Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha w Krakowie, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, 25.11.2019 – 08.12.2029r. Celem profilu naukowego stażu było zainicjowanie projektu badawczego, prowadzącego do realizacji badań przy współpracy obu ośrodków naukowo – dydaktycznych Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie i we Wrocławiu. Rezultatem prowadzonych wspólnie działań są dwie prace opublikowane w czasopiśmie International Journal of Environmental Research and Public Health i Physiotherapy Quarterly:

**Stefańska, M.**; Dębiec-Bąk, A.; Widelak, J.; Palczewska, A.; Skrzek, A.; Dominiak, P.; Kucharski, W.; Kubasiak, K. *Force-Velocity Characteristics of Lower Extremity Muscles in Male High-Altitude Climbers.* Physiotherapy Quarterly **2021**, 29 (3), 92–97. <https://doi.org/10.5114/pq.2021.109061>. MEiN: 70.000

Piotrowska, A.; Czerwińska-Ledwig, O.; **Stefańska, M.**; Pałka, T.; Maciejczyk, M.; Bujas, P.; Bawelski, M.; Ridan, T.; Żychowska, M.; Sadowska-Krępa, E.; Dębiec-Bąk, A. *Changes in Skin Microcirculation Resulting from Vibration Therapy in Women with Cellulite.* International Journal of Environmental Research and Public Health **2022**, 19 (6), 3385. <https://doi.org/10.3390/ijerph19063385>. IF: 4.614; MEiN: 140.000

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6h).

Potwierdzeniem wspólnych publikacji jest rejestr sporządzony przez Ośrodek Informacji Naukowej AWF we Wrocławiu (załącznik 5b.)

#### 7.4. Udział w szkoleniach i warsztatach praktycznych

W ramach programu mobilności nauczycieli akademickich (program ERASMUS + 16.05.2022-20.05.2022) brałam udział w szkoleniu którego głównym tematem była organizacja pracy dydaktycznej w obecności pacjenta (dziecka) z zaburzeniami zachowania i zaburzeniami psychicznymi. Warsztaty w formie teoretycznej i praktycznej odbywały się w siedzibie Uniwersytetu Odisee (Bruksela, Belgia) oraz w Szpitalu Klinicznym w Leuven (Belgia).

W celu zwiększenia wiedzy i kompetencji zarówno naukowych jak i dydaktycznych uczestniczyłam w cyklu szkoleń „Statystyka w medycynie” organizowanych przez firmę Stat Soft Polska. :

**Szkolenie:** Statystyka w medycynie – metod podstawowe; Kraków; 10-11.09.2018; Organizator StatSoft Polska; prowadzący Andrzej Stanisław

**Szkolenie:** Statystyka w medycynie – metody analizy wariancji i analizy regresji; Kraków, 08-09.10.2018; Organizator StatSoft Polska; prowadzący Andrzej Stanisław

**Szkolenie:** Statystyka w medycynie – analiza danych jakościowych; Kraków, 29-30.10.2018; Organizator StatSoft Polska; prowadzący Andrzej Stanisław

Potwierdzenie udziału w szkoleniach w załączeniu (załącznik 6i).

Uczestniczyłam w szkoleniach praktycznych dotyczących wykorzystania elektromiografii funkcjonalnej, trójpłaszczyznowej analizy ruchu i pomiarów dynamometrycznych z użyciem dynamometru izokinetycznego do oceny funkcji narządu ruchu i monitorowania efektów prowadzonych działań terapeutycznych bądź treningowych. Szkolenia obejmowały metodykę pomiarów oraz analizę i interpretację uzyskanych wyników.

**Szkolenie:** Elektromiografia funkcjonalna w wysiłkowym nietrzymaniu moczu. Gliwice; 07-08.01. 2012; Organizator Ozen machines, prowadzący Łukasz Oleksy.

**Szkolenie:** Szkolenie z elektromiografii powierzchniowej – spotkanie dla użytkowników. Łódź; 07.10. 2011; Organizator Technomex. Prowadzący Todd Shewman.

**Szkolenie:** SEMG w badaniach naukowych. Gliwice; 26-28.11. 2010; Organizator Ozen machines, prowadzący Łukasz Oleksy.

**Szkolenie:** Wykorzystanie zastępczej informacji zwrotnej w tzw. biofeedback'u EMG w reedukacji funkcjonalnej. Pabianice; 14.11.2009; Organizator Technomex. Prowadzący Todd Shewman.

**Seminarium szkoleniowe:** Nowoczesna koncepcja kompleksowego usprawniania w rehabilitacji ortopedycznej. Obiektywna ocena i trening izokinetyczny. Wrocław; 18.10.2007; Organizator Technomex. Prowadzący Dietmar Seidenspinner.

**Szkolenie:** I Warsztaty analizy ruchu. Gliwice; 11-13.10.2007; Organizator Technomex. Prowadzący prof. Manuela Galli.

**Szkolenie:** BTS Motion analysis system theoretical and practical use: methodology of analysis and clinical/ research application, Mediolan; 15-19.01. 2007; Organizator BTS Bioengineering, prowadzący Federico Donatelli.

**Warsztaty praktyczne:** BTS Motion analysis system theoretical and practical use: methodology of analysis and clinical/ research application, Łódź; 26-28.10. 2006; Organizator BTS Bioengineering, prowadzący Claudia Imbriani.

**Seminarium szkoleniowe:** Izokinytyka jako obiektywne narzędzie pomiaru i treningu w rehabilitacji i sporcie. Kraków; 24.09.2006; Organizator Technomex. Prowadzący Milo Sini.

Potwierdzenia udziału w szkoleniach w załączeniu (załącznik 6j).

## 7.5. Udział w konferencjach naukowych

Brałam czynny udział w kilkudziesięciu konferencjach naukowych, których pełen spis zawarty jest w Wykazie osiągnięć naukowych (załącznik 4). Poniżej prezentuję doniesienia konferencyjne z ostatnich 5 lat. Potwierdzeniem mojego współautorstwa wszystkich prezentowanych doniesień konferencyjnych jest rejestr przygotowany przez Ośrodek Informacji Naukowej AWF we Wrocławiu (załącznik 5c).

## Wystąpienia konferencyjne - po doktoracie

- Rogowski Ł.; Kuzstał M.; Bulańska K.; Pawlaczyk W.; **Stefańska M.**; Zembrań-Łacny A.; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Dziubek-Rogowska W. Effect of different type of training on muscle function and physical capacity in chronic hemodialysis patients. 27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022: book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sáez, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E. Sevilla : European College of Sport Science, 2022; s.539
- Dziubek-Rogowska W.; Rogowski Ł.; Pawlaczyk W.; Bulańska K.; Ostrowska B.; **Stefańska M.**; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Kuzstał M. The use of objective actimetry to assess the physical activity of end stage renal disease patients : pilot study. 27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022 : book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sáez, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E. Sevilla : European College of Sport Science, 2022; s. 554
- Dębiec-Bąk A.; Ptak A.; Majerski K.; Uiberlayova I.; **Stefańska M.** Analiza mikrokrążenia powierzchniowego stóp u pacjentów z cukrzycą typu II w badaniach termowizyjnych. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 72-74
- Barczyk-Pawelec K.; Rogowski Ł.; **Stefańska M.**; Rubajczyk K.; Dziubek W. Charakterystyka postawy ciała w płaszczyźnie czołowej młodych piłkarzy. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia. [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 87-88
- Ptak A.; **Stefańska M.**; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena aktywności fizycznej po roku nauki mieszanej prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia. [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]. s. 71-72
- **Stefańska M.**; Ptak A.; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena dobrostanu psychicznego studentów po roku nauki prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii: od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław:

streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 69-71

- Rogowski Ł.; Bulińska K.; Pawlaczyk W.; Zembroń-Łacny A.; **Stefańska M.**; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Kuształ M.; Dziubek W. Wpływ sześciomiesięcznego programu ćwiczeń fizycznych na wydolność tlenową, funkcję mięśni i jakość życia pacjentów dializowanych z powodu niewydolności nerek. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii \: od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia [Wrocław: Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 22-24
- Guzek Z.; Dziubek W.; Ksenycz A.; **Stefańska M.**; Kowalska J. Wpływ zaburzeń funkcji poznawczych na samodzielność i stan funkcjonalny chorych po udarze mózgu. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 89-91
- Wdowiak P.; Dębiec-Bąk A.; **Stefańska M.**; Ptak A.; Karska K.; Słowińska-Karska K.; Śliwiński Z. Ocena parametrów spirometrycznych u dzieci ze skoliozą idiopatyczną leczonych metodą FED. XV Konferencja Naukowa Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii : perspektywy rozwoju fizjoterapii: II Konferencja Polskiego Stowarzyszenia Specjalistów Fizjoterapii : IV Konferencja PTF Młodych Naukowców Pabianice, 2022, s. 33
- Dębiec-Bąk A.; Skrzek A.; Podbielska H.; Golubnitschaja O.; **Stefańska M.** Analysis of superficial temperature distribution changes after physical activity in school children for personalization of general fitness exercises. W: EPMA World Congress 2021, s.49: bibliogr. 7 poz.
- Wdowiak P.; Dębiec-Bąk A.; **Stefańska M.**; Ptak A.; Karska K.; Słowińska-Karska K.; Śliwiński Z. Analiza dynamiki zmian w mikrokrażeniu wybranych obszarów ciała po stymulacji metodą Wojty dzieci w wieku 3-10 miesiąca. Potrzeby i standardy współczesnej rehabilitacji : XIV międzynarodowe Dni Rehabilitacji, Rzeszów, 24-25 lutego 2022 r. : konferencja online : streszczenia / pod red. Teresy Pop, Andrzeja Kwolka, Andżeliny Wolan-Nierody, Joanny Baran. Rzeszów: Bonus Liber Sp. z o.o., 2022, s. 306-308
- Dziubek W.; Kuształ M.; Ostrowska B.; Rogowski Ł.; Pawlaczyk W.; Nowińska K.; **Stefańska M.**; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Woźniewski M. Ocena aktywności fizycznej za pomocą actigraphu i kwestionariusza IPAQ u pacjentów ze schyłkową niewydolnością nerek. W: IV Ogólnopolskie Sympozjum Rehabilitacja w Chorobach

Nerek i Układu Moczowego, Kraków, 18-19 października 2019 roku : streszczenia prac [B. m. : b. w., 2019] s. 8-9.

#### 7.6. Recenzowanie dla czasopism naukowych

Od 2018 roku do chwili obecnej jestem w bazie recenzentów wydawnictwa MDPI (Multidisciplinary Digital Publishing Institute). Dotychczas na potrzeby wydawnictwa wykonałam recenzje prac oryginalnych dla następujących czasopism:

- **International Journal Of Environmental Research And Public Health** (IF: 4.614; MEiN: 140.000) – 3 prace
- **Applied Sciences** (IF: 2.838; MEiN: 100.000) – 6 prace
- **Diagnostics** (IF: 3.992; MEiN: 70.000) – 2 prace

Dodatkowo byłam recenzentem 3 prac zgłoszonych do czasopisma **Physiotherapy Quarterly** (MEiN: 70.000). Źródło Web of Science Załącznik 6k.

#### 7.7. Nagrody i wyróżnienia

W 2022 roku otrzymałam Dyplom Uznania za działalność publikacyjną w roku 2021 przyznany przez Rektora Akademii Wychowania fizycznego we Wrocławiu.

W 2010 roku otrzymałam przyznaną przez Rektora Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu indywidualną nagrodę II-go stopnia za „wybitne zaangażowanie oraz osiągnięcia w pracy organizacyjnej na rzecz Uczelni.

Potwierdzenie załącznik 6l.

#### 7.8. Dane naukometryczne

**Całkowita liczba IF – 82,528**

**Punktacja MNiSW artykuły – 2337**

**Punktacja MNiSW monografie – 80**

**Liczba cytowań – 82 (Autor search), 103 (Web of Science)**

**Bez autocytowań – 74 (Autor search), 96 (Web of Science)**

**Indeks Hirscha – 5 (Autor search), 6 (Web of Science)**

Potwierdzenie zawarte w załączniku 5a.

.....  


(podpis wnioskodawcy)



## Wykaz osiągnięć naukowych albo artystycznych, stanowiących znaczny wkład w rozwój określonej dyscypliny

**Małgorzata Stefańska**

*Informacje zawarte w poszczególnych punktach tego dokumentu powinny uwzględniać podział na okres przed uzyskaniem stopnia doktora oraz pomiędzy uzyskaniem stopnia doktora a uzyskaniem stopnia doktora habilitowanego.*

### I. WYKAZ OSIĄGNIĘĆ NAUKOWYCH ALBO ARTYSTYCZNYCH, O KTÓRYCH MOWA W ART. 219 UST. 1. PKT 2 USTAWY

1. Monografia naukowa, zgodnie z art. 219 ust. 1. pkt 2a ustawy;

Autor: Małgorzata Stefańska

Tytuł: Identyfikacja zgodności izokinetycznych pomiarów cech fizycznych wybranych grup mięśni w badaniach wielokrotnych

Rok wydania: 2023

Studia i Monografie Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu im. Polskich Olimpijczyków nr 142,

Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu,

ISSN 2956-5065

ISBN 978-83-64354-79-3

Załącznik 6a.

2. Cykl powiązanych tematycznie artykułów naukowych, zgodnie z art. 219 ust. 1. pkt 2b ustawy; lub
3. Wykaz zrealizowanych oryginalnych osiągnięć projektowych, konstrukcyjnych, technologicznych lub artystycznych, zgodnie z art. 219 ust. 1. pkt 2c ustawy.

*W przypadku prac dwu- lub wieloautorskich zaleca się złożenie oświadczenia przez habilitanta oraz współautorów wskazujące na ich merytoryczny (a NIE procentowy) wkład w powstanie każdej pracy [np. twórca hipotezy badawczej, pomysłodawca badań, wykonanie specyficznych badań (np. przeprowadzenie konkretnych doświadczeń, opracowanie i zebranie ankiet, itp.), wykonanie analizy wyników, przygotowanie manuskryptu artykułu, i inne]. Określenie wkładu danego autora, w tym habilitanta, powinno być na tyle precyzyjne, aby umożliwić dokładną ocenę jego udziału i roli w powstaniu każdej pracy.*

### II. WYKAZ AKTYWNOŚCI NAUKOWEJ ALBO ARTYSTYCZNEJ

1. Wykaz opublikowanych monografii naukowych (z zaznaczeniem pozycji niewymienionych w pkt I.1).
2. Wykaz opublikowanych rozdziałów w monografiach naukowych.
3. Wykaz członkostwa w redakcjach naukowych monografii.

4. Wykaz opublikowanych artykułów w czasopismach naukowych (z zaznaczeniem pozycji niewymienionych w pkt I.2).

### **Po doktoracie**

zgodnie z wykazem publikacji przygotowanych przez Ośrodek Informacji Naukowej AWF we Wrocławiu (załącznik 5b):

1. **Stefańska, M.**; De Koker, R.; Vos, J.; De Wachter, E.; Dębiec-Bąk, A.; Ptak, A. Assessment of the Level of Physical Activity and Mood in Students after a Year of Study in a Mixed Mode in the Conditions of Restrictions Resulting from the Pandemic. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2023, 20, 4311. <https://doi.org/10.3390/ijerph20054311>. IF: 4.614; MEiN: 140.000.
2. Ptak A.; Dębiec-Bąk A.; **Stefańska M.** Thermographic of the Microcirculation in Healthy Children Aged 3–10 Months as an Objective and Noninvasive Method of Assessment. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **2022**, 19 (23), 16072; <https://doi.org/10.3390/ijerph192316072>. . IF: 4.614; MEiN: 140.000
3. Pawlaczyk W.; Rogowski L.; Kowalska J.; **Stefańska M.**; Gołębiowski T.; Mazanowska O.; Gerall C.; Krajewska M.; Kuztal M.; Dziubek W. Assessment of the Nutritional Status and Quality of Life in Chronic Kidney Disease and Kidney Transplant Patients: A Comparative Analysis. *Nutrients*. 2022; 14(22):4814; <https://doi.org/10.3390/nu14224814>. IF: 6.706; MEiN: 140.000
4. Ptak, A.; Dębiec-Bąk, A.; **Stefańska, M.** Assessment of Viscoelastic Parameters of Muscles in Children Aged 4–9 Months with Minor Qualitative Impairment of the Motor Pattern after Vojta Therapy Implementation. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **2022**, 19 (16), 10448. <https://doi.org/10.3390/ijerph191610448>. IF: 4.614; MEiN: 140.000
5. Piotrowska, A.; Czerwińska-Ledwig, O.; **Stefańska, M.**; Pałka, T.; Maciejczyk, M.; Bujas, P.; Bawelski, M.; Ridan, T.; Żychowska, M.; Sadowska-Krępa, E.; Dębiec-Bąk, A. Changes in Skin Microcirculation Resulting from Vibration Therapy in Women with Cellulite. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **2022**, 19 (6), 3385. <https://doi.org/10.3390/ijerph19063385>. IF: 4.614; MEiN: 140.000
6. Ptak, A.; Mięczyńska, D.; Dębiec-Bąk, A.; **Stefańska, M.** The Occurrence of the Sensory Processing Disorder in Children Depending on the Type and Time of Delivery: A Pilot

- Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **2022**, *19* (11), 6893. <https://doi.org/10.3390/ijerph19116893>. IF: 4.614; MEiN: 140.000
7. Guzek, Z.; Dziubek, W.; **Stefańska, M.**; Kowalska, J. A Comparative Analysis of Functional Status and Mobility in Stroke Patients with and without Aphasia. *Journal of Clinical Medicine* **2022**, *11* (12), 3478. <https://doi.org/10.3390/jcm11123478>. IF: 4.964; MEiN: 140.000
  8. Barczyk-Pawelec, K.; Rubajczyk, K.; **Stefańska, M.**; Pawik, Ł.; Dziubek, W. Characteristics of Body Posture in the Sagittal Plane in 8–13-Year-Old Male Athletes Practicing Soccer. *Symmetry* **2022**, *14* (2), 210. <https://doi.org/10.3390/sym14020210>. IF: 2.940; MEiN: 70.000
  9. Zembron-Lacny, A.; Dziubek, W.; Tylutka, A.; Wacka, E.; Morawin, B.; Bulinska, K.; **Stefańska, M.**; Wozniowski, M.; Szuba, A. Assessment of Serum Neopterin as a Biomarker in Peripheral Artery Disease. *Diagnostics (Basel)* **2021**, *11* (10), 1911. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11101911>. IF: 3.992; MEiN: 70.000
  10. Dębiec-Bąk, A.; Skrzek, A.; Podbielska, H.; Golubnitschaja, O.; **Stefańska, M.** Superficial Temperature Distribution Patterns before and after Physical Activity in School Children Are Indicative for Personalized Exercise Coaching and Disease Prevention. *EPMA J* **2021**, *12* (4), 435–447. <https://doi.org/10.1007/s13167-021-00262-1>. IF: 8.836; MEiN: 100.000
  11. Dziubek, W.; Pawlaczyk, W.; Rogowski, L.; **Stefańska, M.**; Golebiowski, T.; Mazanowska, O.; Krajewska, M.; Kuształ, M.; Kowalska, J. Assessment of Depression and Anxiety in Patients with Chronic Kidney Disease and after Kidney Transplantation-A Comparative Analysis. *Int J Environ Res Public Health* **2021**, *18* (19), 10517. <https://doi.org/10.3390/ijerph181910517>. IF: 4.614; MEiN: 140.000
  12. Traczyk, J.; Dębiec-Bąk, A.; Skrzek, A.; **Stefańska, M.** Assessment of the Psychophysical Sphere and Functional Status of Women Aged 75-90 Living Alone and in Nursing Homes. *Int J Environ Res Public Health* **2021**, *18* (17), 9028. <https://doi.org/10.3390/ijerph18179028>. IF: 4.614; MEiN: 140.000
  13. Rywacka, A.; **Stefańska, M.**; Dziuba-Słonina, A. Assessment of the Strength Parameters of the Quadriceps Femoris Muscles in Polish University Students after a 3-Week Program of Neuromuscular Electrical Stimulation Using the RSQ1 Method. *Int J Environ Res Public Health* **2021**, *18* (21), 11717. <https://doi.org/10.3390/ijerph182111717>. IF: 4.614; MEiN: 140.000

14. Wójtowicz, D.; Ptak, A.; Świtkowska, S.; **Stefańska, M.** Effectiveness of Sensory Stimulation among Children with Impaired Psychomotor Development : A Pilot Study. *Physiotherapy Quarterly* **2021**, *29* (3), 67–72. <https://doi.org/10.5114/pq.2020.100285>. MEiN: 70.000
15. **Stefańska, M.**; Dębiec-Bąk, A.; Widelak, J.; Palczewska, A.; Skrzek, A.; Dominiak, P.; Kucharski, W.; Kubasiak, K. Force-Velocity Characteristics of Lower Extremity Muscles in Male High-Altitude Climbers. *Physiotherapy Quarterly* **2021**, *29* (3), 92–97. <https://doi.org/10.5114/pq.2021.109061>. MEiN: 70.000
16. **Stefańska, M.**; Bulińska, K.; Woźniewski, M.; Szuba, A.; Dziubek, W. Ankle-Brachial Index Is a Good Determinant of Lower Limb Muscular Strength but Not of the Gait Pattern in PAD Patients. *Symmetry* **2021**, *13* (9), 1709. <https://doi.org/10.3390/sym13091709>. IF: 2.940; MEiN: 70.000
17. Dziubek, W.; Pawlaczyk, W.; **Stefańska, M.**; Waligóra, J.; Bujnowska-Fedak, M.; Kowalska, J. Evaluation of Psychophysical Factors in Individuals with Frailty Syndrome Following a 3-Month Controlled Physical Activity Program. *Int J Environ Res Public Health* **2020**, *17* (21), E7804. <https://doi.org/10.3390/ijerph17217804>. IF: 3.390; MEiN: 140.000
18. Dziubek, W.; **Stefańska, M.**; Bulińska, K.; Barska, K.; Paszkowski, R.; Kropielnicka, K.; Jasiński, R.; Rachwałik, A.; Woźniewski, M.; Szuba, A. Effects of Physical Rehabilitation on Spatiotemporal Gait Parameters and Ground Reaction Forces of Patients with Intermittent Claudication. *J Clin Med* **2020**, *9* (9), 2826. <https://doi.org/10.3390/jcm9092826>. IF: 4.242; MEiN: 140.000
19. Kropielnicka, K.; Dziubek, W.; Bulińska, K.; **Stefańska, M.**; Wojcieszczyk-Latos, J.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Rachwałik, A.; Woźniewski, M.; Szuba, A. Influence of the Physical Training on Muscle Function and Walking Distance in Symptomatic Peripheral Arterial Disease in Elderly. *Biomed Res Int* **2018**, *2018*, 1937527. <https://doi.org/10.1155/2018/1937527>. IF: 2.197; MEiN: 25.000
20. Dziubek, W.; Bulińska, K.; **Stefańska, M.**; Woźniewski, M.; Kropielnicka, K.; Jasiński, T.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Wojcieszczyk-Latos, J.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Szuba, A. Peripheral Arterial Disease Decreases Muscle Torque and Functional Walking Capacity in Elderly. *Maturitas*

- 2015**, 81 (4), 480–486. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2015.06.001>. IF: 3.120; MEiN: 35.000
21. Ptak, A.; Konieczny, G.; **Stefańska, M.** The Influence of Short-Term Kinesiology Taping on Force-Velocity Parameters of the Rectus Abdominis Muscle. *J Back Musculoskeletal Rehabil* **2013**, 26 (3), 291–297. <https://doi.org/10.3233/BMR-130382>. IF: 1.041; MEiN: 20.000
22. Skrzek, A.; **Stefańska, M.** Analysis of Muscle Force-Velocity Parameter Changes in Elderly Women Resulting from Physical Activity—In Continuous Examinations. *Educational Gerontology* **2012**, 38 (12), 867–876. <https://doi.org/10.1080/03601277.2012.660849>. IF: 0.349; MEiN: 20.000
23. Adamowicz, S.; **Stefańska, M.**; Dominiak, P. Ocena Symetryczności Obciążenia Kończyn Dolnych Pacjentów Ze Skrótym Czynnościowym Po Zastosowaniu Jednorazowej Terapii Według Modelu Ackermanna. *Fizjoterapia* **2012**, 20 (3), 3–10. <https://doi.org/10.2478/v10109-012-0022-1>. MEiN: 5.000
24. Malicka, I.; **Stefańska, M.**; Rudziak, M.; Jarmoluk, P.; Pawłowska, K.; Szczepańska-Gieracha, J.; Woźniewski, M. The Influence of Nordic Walking Exercise on Upper Extremity Strength and the Volume of Lymphoedema in Women Following Breast Cancer Treatment. *Isokinetics and Exercise Science* **2011**, 19 (4), 295–304. <https://doi.org/10.3233/IES-2011-0430>. IF: 0.349; MEiN: 15.000
25. Hanuszkiewicz, J.; Malicka, I.; **Stefańska, M.**; Barczyk, K. Postawa Ciała a Czynność Mięśni Tułowia Kobiet Po Leczeniu Raka Piersi. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja* **2011**, 1(6) (13), 45–57. MEiN: 8.000
26. Malicka, I.; Hanuszkiewicz, J.; **Stefańska, M.**; Barczyk, K.; Woźniewski, M. Relation between Trunk Muscle Activity and Posture Type in Women Following Treatment for Breast Cancer. *J Back Musculoskeletal Rehabil* **2010**, 23 (1), 11–19. <https://doi.org/10.3233/BMR-2010-0242>. IF: 0.292; MEiN: 13.000
27. **Stefańska, M.**; Zawadzka, D. Force-Velocity Parameters of Knee Flexors and Extensors in 10-12-Year-Old Children with Spinal and Knee Diseases. *Human Movement* **2009**, No. 10, 144–148. <https://doi.org/10.2478/V10038-009-0009-Z>. MEiN: 9.000

28. Malicka, I.; **Stefańska, M.**; Pawłowska, K.; Woźniewski, M. Czynność Mięśni Zginaczy i Prostowników Stawu Łokciowego Kobiet Po Leczeniu Raka Piersi. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja* **2009**, *11* (1), 111–119. MEiN: 9.000
29. **Stefańska, M.**; Rafalska, M.; Skrzek, A. Ocena Funkcjonalna Mięśni Działających Na Staw Kolanowy u Pacjentów w 13 Tygodniu Po Rekonstrukcji Więzadła Krzyżowego Przedniego - Doniesienie Wstępne. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja* **2009**, *11* (2), 145–155. MEiN: 9.000
30. **Stefańska, M.**; Skrzek, A.; Anwajler, J.; Malicka, I.; Zawadzka, D.; Dziubek, W. Czynność Mięśni Tułowia u Dziewcząt z Boczny Idiopatycznym Skrzywieniem Kręgosłupa. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica, Inżynieria Biomedyczna* **2008**, *14* (2), 228–232. MEiN: 4.000
31. **Stefańska, M.**; Zawadzka, D. Ocena parametrów silowo-predkosciowych miesni prostowników stawu kolanowego u dzieci z bocznym skrzywieniem kregoslupa I°. *Fizjoterapia Polska* **2006**, *6* (3), 228–232. MEiN: 5.000
32. Malicka, I.; Pawłowska, K.; **Stefańska, M.**; Chwałczyńska, A.; Woźniewski, M. Wpływ Ćwiczeń w Wodzie Na Czynność Mięśni Szkieletowych Kobiet Po Leczeniu Raka Piersi : Doniesienie Wstępne. *Fizjoterapia* **2006**, *14* (2), 57–63. MEiN: 3.000
33. **Stefańska, M.** Force - Angle and Force - Time Characteristics of Human Upper Extremity Muscles. *Biology of Sport* **2006**, *23* (4), 389–399. IF: 0.062, MEiN: 10.000
34. **Stefańska, M.**; Skolimowski, T.; Zawadzka, D. Ocena Siły Mięśni Kończyn Dolnych Dzieci z Koślawością Stawów Kolanowych - Badania Pilotażowe. *Fizjoterapia* **2004**, *12* (3), 5–10. MEiN: 3.000
35. **Stefańska, M.** Muscular Force-Velocity Parameters during Single Joint and Multiple Joint Sagittal Activities of the Upper Limb. *Isokinetics and Exercise Science* **2004**, *12* (2), 117–125. <https://doi.org/10.3233/IES-2004-0163>. IF: 0.196; MEiN: 7.000
36. **Stefańska, M.** Charakterystyki Siłowe Mięśni Kończyny Górnej Studentów Wychowania Fizycznego. *Wychowanie Fizyczne i Sport* **2004**, *48* (4), 325–329. MEiN: 2.000
37. **Stefańska, M.** Metody Wyznaczania Charakterystyk Siłowo-Prędkościowych Mięśni Kończyny Górnej. *Fizjoterapia* **2003**, *11* (2), 96–102. MEiN: 3.000
5. Wykaz osiągnięć projektowych, konstrukcyjnych, technologicznych (z zaznaczeniem pozycji niewymienionych w pkt I.3).
6. Wykaz publicznych realizacji dzieł artystycznych (z zaznaczeniem pozycji niewymienionych w pkt I.3).

7. Wykaz wystąpień na krajowych lub międzynarodowych konferencjach naukowych lub artystycznych, z wyszczególnieniem przedstawionych wykładów na zaproszenie i wykładów plenarnych.

### **Wystąpienia konferencyjne - po doktoracie**

zgodnie z wykazem konferencji przygotowanych przez Ośrodek Informacji Naukowej AWF we Wrocławiu (załącznik 5c):

1. Rogowski Ł.; Kuształ M.; Bulińska K.; Pawlaczyk W.; **Stefańska M.**; Zembroń-Łacny A.; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Dziubek-Rogowska W. Effect of different type of training on muscle function and physical capacity in chronic hemodialysis patients. 27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022: book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sáez, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E. Sevilla : European College of Sport Science, 2022; s.539
2. Dziubek-Rogowska W.; Rogowski Ł.; Pawlaczyk W.; Bulińska K.; Ostrowska B.; **Stefańska M.**; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Kuształ M. The use of objective actimetry to assess the physical activity of end stage renal disease patients : pilot study. 27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022 : book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sáez, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E. Sevilla : European College of Sport Science, 2022; s. 554
3. Dębiec-Bąk A.; Ptak A.; Majerski K.; Uiberlayova I.; **Stefańska M.** Analiza mikrokrążenia powierzchniowego stóp u pacjentów z cukrzycą typu II w badaniach termowizyjnych. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 72-74
4. Barczyk-Pawełec K.; Rogowski Ł.; **Stefańska M.**; Rubajczyk K.; Dziubek W. Charakterystyka postawy ciała w płaszczyźnie czołowej młodych piłkarzy. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia. [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 87-88
5. Ptak A.; **Stefańska M.**; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena aktywności fizycznej po roku nauki mieszanej prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora

- fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia. [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]. s. 71-72
6. **Stefańska M.**; Ptak A.; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena dobrostanu psychicznego studentów po roku nauki prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 69-71
  7. Rogowski Ł.; Bulińska K.; Pawlaczyk W.; Zembroń-Łacny A.; **Stefańska M.**; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Kuształ M.; Dziubek W. Wpływ sześciomiesięcznego programu ćwiczeń fizycznych na wydolność tlenową, funkcję mięśni i jakość życia pacjentów dializowanych z powodu niewydolności nerek. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii \: od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia [Wrocław: Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 22-24
  8. Guzek Z.; Dziubek W.; Ksenycz A.; **Stefańska M.**; Kowalska J. Wpływ zaburzeń funkcji poznawczych na samodzielność i stan funkcjonalny chorych po udarze mózgu. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 89-91
  9. Wdowiak P.; Dębiec-Bąk A.; **Stefańska M.**; Ptak A.; Karska K.; Słowińska-Karska K.; Śliwiński Z. Ocena parametrów spirometrycznych u dzieci ze skoliozą idiopatyczną leczonych metodą FED. XV Konferencja Naukowa Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii: perspektywy rozwoju fizjoterapii: II Konferencja Polskiego Stowarzyszenia Specjalistów Fizjoterapii : IV Konferencja PTF Młodych Naukowców Pabianice, 2022, s. 33
  10. Dębiec-Bąk A.; Skrzek A.; Podbielska H.; Golubnitschaja O.; **Stefańska M.** Analysis of superficial temperature distribution changes after physical activity in school children for personalization of general fitness exercises. W: EPMA World Congress 2021, s.49: bibliogr. 7 poz.
  11. Wdowiak P.; Dębiec-Bąk A.; **Stefańska M.**; Ptak A.; Karska K.; Słowińska-Karska K.; Śliwiński Z. Analiza dynamiki zmian w mikrokrążeniu wybranych obszarów ciała po stymulacji metodą Vojty dzieci w wieku 3-10 miesięcy. Potrzeby i standardy współczesnej rehabilitacji : XIV międzynarodowe Dni Rehabilitacji, Rzeszów, 24-25 lutego 2022 r. : konferencja online : streszczenia / pod red. Teresy Pop, Andrzeja Kwolka, Andżeliny Wolan-Nierody, Joanny Baran. Rzeszów: Bonus Liber Sp. z o.o., 2022, s. 306-308



12. Dziubek W.; Kuształ M.; Ostrowska B.; Rogowski Ł.; Pawlaczyk W.; Nowińska K.; **Stefańska M.**; Gołębiowski T.; Krajewska M.; Woźniewski M. Ocena aktywności fizycznej za pomocą actigraphu i kwestionariusza IPAQ u pacjentów ze schyłkową niewydolnością nerek. W: IV Ogólnopolskie Sympozjum Rehabilitacja w Chorobach Nerek i Układu Moczowego, Kraków, 18-19 października 2019 roku : streszczenia prac [B. m. : b. w., 2019] s. 8-9
13. Kobyłańska M.; Wójcik B., Kozak A.; Siódmak O.; **Stefańska M.** Ocena efektywności treningu równowagi i koordynacji ruchowej u pacjentów po udarach niedokrwiennych mózgu, Human Movement, 2011, supl. 2, s.16, Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011
14. Kobyłańska M.; Wójcik B.; Kozak A.; **Stefańska M.** Ocena sił reakcji podłoża i symetryczności obciążania kończyn dolnych pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu. Human Movement, 2011, supl. 2, s.32, Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011
15. Kobyłańska M.; Wójcik B., Kozak A.; Siódmak O.; **Stefańska M.** Ocena skuteczności treningu z biologicznym sprzężeniem zwrotnym na symetryczność obciążenia kończyn dolnych u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu. Human Movement, 2011, supl. 2, s.33, Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011
16. Hanuszkiewicz J.; Malicka I.; **Stefańska M.**; Barczyk K.; Woźniewski M. Związek postawy ciała z czynnością mięśni tułowia kobiet po leczeniu raka piersi. Fizjoterapia, 2010 : t.18, supl., s.16-17, (VII Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, Wrocław 28-30 maja 2010)
17. Ptak A., Konieczny G.; **Stefańska M.** Próba weryfikacji oddziaływania aplikacji kinesiologii tapingu na mięsień prosty brzucha. Postępy Rehabilitacji, 2009 : t.23, nr 2, s.134-135, I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"
18. **Stefańska M.**; Malicka I.; Skrzek A.; Zawadzka D. Własności siłowo-prędkościowe mięśni tułowia u dzieci 9-12-letnich z bocznym skrzywieniem kręgosłupa pierwszego stopnia. Postępy Rehabilitacji, 2009 : t.23, nr 2, s.126, I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"
19. Malicka I.; Rudziak M.; Jarmoluk P.; Pawłowska K.; Jasiński R.; **Stefańska M.**; Woźniewski M. Wpływ treningu marszowego o charakterze nordic walking na sprawność

- kończyny górnej oraz stan obrzęku chłonnego u kobiet po leczeniu raka piersi. Postępy Rehabilitacji, 2009 : t.23, nr 2, s.110, I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"
20. **Stefańska M.**; Rafalska M.; Skrzek A. Ocena funkcjonalna mięśni działających na staw kolanowy u pacjentów w 13 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego - doniesienie wstępne. Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja, 2008 : vol.10, suppl.3, s.25, (VIII Interdyscyplinarny Kongres Naukowy "Nowe kierunki i metody diagnostyki i leczenia schorzeń i obrażeń narządu ruchu, 21-22 listopada 2008, Warszawa)
  21. **Stefańska M.**; Zawadzka D.; Skrzek A. Izokinytyka - metoda dynamicznej oceny stanu układu mięśniowego. Rehabilitacja Medyczna, 2006 : t.10, nr spec., s.49, XII Sympozjum Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji "Ocena skuteczności rehabilitacji medycznej oparta na dowodach naukowych". Kraków, 22-24.09.2006
  22. Malicka I.; **Stefańska M.**; Pawłowska K.; Chwałczyńska A.; Woźniewski M. Wpływ ćwiczeń w wodzie na parametry siłowo-prędkościowe mięśni kobiet po leczeniu raka piersi : doniesienie wstępne. Fizjoterapia, 2005 : t.13, nr 2, suppl.1, s.39, V Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 20-21 maja 2005 r. Wrocław

### **Wystąpienia konferencyjne przed doktoratem**

Wystąpienia konferencyjne z przed 2002r obejmują wystąpienia sygnowane moim panięskim nazwiskiem Lisowska.

Zgodnie z wykazem konferencji, który przygotowałam jako wydruk z systemu bibliotecznego (załącznik 5e):

1. Woźniewski M.; Chwałczyńska A.; **Lisowska M.**; Malicka I. Wpływ rozwoju rehabilitacji w onkologii na ruchomość i obrzęk chłonny kończyny górnej u kobiet w podeszłym wieku po doszczętnym leczeniu raka sutka. III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 25-26 maja 2001, Wrocław : streszczenia. - Wrocław : Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego, 2001. - S.15. Konferencja: "III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii", od 25.05.2001 do 26.05.2001.
2. **Skrzek A.**; Woźniewski M.; Zagrobelny Z.; **Lisowska M.** Kształtowanie parametrów prędkościowo-siłowych mięśni pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej. III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 25-26 maja 2001, Wrocław : streszczenia. - Wrocław :

Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego. - 2001. - S.22. Konferencja: "III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii", od 25.05.2001 do 26.05.2001.

3. Chwałczyńska A.; Woźniewski M.; **Lisowska M.**; Malicka I. Tytuł: Wpływ wtórnego obrzęku chłonnego na ruchomość kończyny górnej u kobiet powyżej 60 roku życia po mastektomii. III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 25-26 maja 2001, Wrocław : streszczenia. - Wrocław : Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego, 2001. - S.43. Konferencja: "III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii", od 25.05.2001 do 26.05.2001.
4. Woźniewski M.; Malicka I.; Rożek-Mróż K.; Chwałczyńska A.; **Lisowska M.** Czynnościowe następstwa leczenia raka piersi na przestrzeni ostatnich 20 lat. II Ogólnopolska Konferencja : Diagnostyka i Leczenie Raka Piersi, Warszawa - Falenty, 22-24 marca 2001 r. : streszczenia. - Warszawa : PTOK, 2001. - S.46.

8. Wykaz udziału w komitetach organizacyjnych i naukowych konferencji krajowych lub międzynarodowych, z podaniem pełnionej funkcji.

**Członek Komitetu Organizacyjnego VIII Międzynarodowych Dni Fizjoterapii**, Wrocław, 7-9 czerwca 2013.

**Członek Komitetu Organizacyjnego Konferencji** organizowanej przez Dolnośląski Oddział Polskiego Towarzystwa Gerontologicznego we Współpracy z AWF we Wrocławiu, Wrocław, 1-2.04.2011.

**Przewodnicząca Komitetu Organizacyjnego VII Międzynarodowych Dni Fizjoterapii**, Wrocław, 28-30.05.2010.

**Członek Komitetu Organizacyjnego VI Międzynarodowych Dni Fizjoterapii**, Wrocław, 1-2 czerwca 2007

9. Wykaz uczestnictwa w pracach zespołów badawczych realizujących projekty finansowane w drodze konkursów krajowych lub zagranicznych, z podziałem na projekty zrealizowane i będące w toku realizacji, oraz z uwzględnieniem informacji o pełnionej funkcji w ramach prac zespołów.

### **Po doktoracie**

Projekt „Wrovasc” (zadanie 14 pt. „Opracowanie systemu rehabilitacji chorych z przewlekłym niedokrwieniem kończyn dolnych w oparciu o badania biomechaniki ruchu, siły mięśniowej i innych obiektywnych metod oceny poprawy ich funkcjonowania”)

współfinansowanym przez Unię Europejską z Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego w Ramach Programu Operacyjnego Innowacyjna gospodarka, na lata 2008-2015 (<http://www.wssobr-wroc.pl/projekty/wrovasc/>). Numer projektu: POIG 01.01.02-02-001/08. Projekt zakończony.

Potwierdzenie mojego udziału w projekcie stanowi wykaz publikacji powstałych jako podsumowanie projektu (załącznik nr 5b) oraz wydruk z Systemu Informacji o Nauce i Szkolnictwie Wyższym POL-on (załącznik 6b, pkt. F.2.1.1.1.str. 8).

W ramach projektu byłam członkiem zespołu odpowiedzialnego za przeprowadzenie izokinetycznej oceny siłowo-wytrzymałościowej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz skokowego, a także oceny elektromiograficznej ww. grup mięśni przed i po procesie usprawniania. Jestem współautorem zastosowanego protokołu badawczego dotyczącego pomiarów izokinetycznych i elektromiograficznych. Brałam czynny udział w procesie pomiarowym. Opracowałam również protokół treningowy jednego z weryfikowanych modeli usprawniania obejmujący ćwiczenia oporowe mięśni kończyn dolnych prowadzone w warunkach izokinetycznych. Wykonałam analizę statystyczną uzyskanych wyników oraz jestem współautorem 5 artykułów naukowych powstałych jako podsumowanie projektu:

Zembron-Lacny, A.; Dziubek, W.; Tylutka, A.; Wacka, E.; Morawin, B.; Bulinska, K.;

**Stefańska, M.**; Wozniowski, M.; Szuba, A. Assessment of Serum Neopterin as a Biomarker in Peripheral Artery Disease. *Diagnostics (Basel)* **2021**, *11* (10), 1911. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11101911>. IF: 3.992; MEiN: 70.000

**Stefańska, M.**; Bulińska, K.; Woźniowski, M.; Szuba, A.; Dziubek, W. Ankle-Brachial Index Is a Good Determinant of Lower Limb Muscular Strength but Not of the Gait Pattern in PAD Patients. *Symmetry* **2021**, *13* (9), 1709. <https://doi.org/10.3390/sym13091709>. IF: 2.940; MEiN: 70.000

Dziubek, W.; **Stefańska, M.**; Bulińska, K.; Barska, K.; Paszkowski, R.; Kropielnicka, K.; Jasiński, R.; Rachwalik, A.; Woźniowski, M.; Szuba, A. Effects of Physical Rehabilitation on Spatiotemporal Gait Parameters and Ground Reaction Forces of Patients with Intermittent Claudication. *J Clin Med* **2020**, *9* (9), 2826. <https://doi.org/10.3390/jcm9092826>. IF: 4.242; MEiN: 140.000

Kropielnicka, K.; Dziubek, W.; Bulińska, K.; **Stefańska, M.**; Wojcieszczyk-Latos, J.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Rachwalik, A.; Woźniowski, M.; Szuba, A.

Influence of the Physical Training on Muscle Function and Walking Distance in Symptomatic Peripheral Arterial Disease in Elderly. *Biomed Res Int* **2018**, *2018*, 1937527. <https://doi.org/10.1155/2018/1937527>. IF: 2.197; MEiN: 25.000

Dziubek, W.; Bulińska, K.; **Stefańska, M.**; Woźniewski, M.; Kropielnicka, K.; Jasiński, T.; Jasiński, R.; Pilch, U.; Dąbrowska, G.; Skórkowska-Telichowska, K.; Wojcieszczyk-Latos, J.; Kałka, D.; Janus, A.; Zywar, K.; Paszkowski, R.; Szuba, A. Peripheral Arterial Disease Decreases Muscle Torque and Functional Walking Capacity in Elderly. *Maturitas* **2015**, *81* (4), 480–486.

<https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2015.06.001>. IF: 3.120; MEiN: 35.000

Potwierdzenie: załącznik 6b (pkt. F.2.1.1.1.str. 8) i 5b.

### **Przed doktoratem**

**Grant promotorski** przyznany przez Komitet Badań Nagrodowych dotyczący pracy Identyfikacja diagnostyczności parametrów siłowo-prędkościowych mięśni kończyny górnej człowieka, numer grantu: GRANT 3 PO5D 116 22, zakończony 2002-12-31. Grant dotyczył mojej rozprawy doktorskiej. Jednoosobowo byłam kierownikiem i wykonawcą projektu.

Potwierdzenie: załącznik 6c (pkt. C.4.1. str. 4).

10. Wykaz członkostwa w międzynarodowych lub krajowych organizacjach i towarzystwach naukowych wraz z informacją o pełnionych funkcjach.

11. Wykaz staży w instytucjach naukowych lub artystycznych, w tym zagranicznych, z podaniem miejsca, terminu, czasu trwania stażu i jego charakteru.

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Universidad Politécnica de Madrid, Spain, Departamento de Deportes, 19.09.2022 – 02.10.2022r. W ramach stażu sporządzono wspólny protokół oceny termowizyjnej dzieci, który w ramach badań dwuosobowych wykorzystany będzie do oceny zmian temperatury powierzchniowej dzieci w wieku 0-12 miesięcy, powstałych jako odpowiedź adaptacyjna organizmu na temperaturę otoczenia. Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6d).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Státní Léčebné Lázně Janské Lázně, Czech Republic, 06.09.2021 – 24.09.2021. Podczas stażu opracowano protokół badawczy dotyczący pomiarów termowizyjnych stóp u osób z cukrzycą typu II oraz wykonano badania temperatury powierzchniowej stóp u pacjentów ośrodka. Wyniki badań zostały

przedstawione jako wspólna publikacja naukowa w czasopiśmie Physiotherapy Quarterly i doniesienie konferencyjne w ramach XI Międzynarodowych Dni Fizjoterapii, Wrocław, 26-28 maja 2022.

Dębiec-Bąk A., Skrzek A., Ptak A., Majerski K., Uiberlayová I., **Stefańska M.** Evaluation of the surface temperature distribution of the feet in patients with type 2 diabetes using the thermovision method. Physiother Quart. 2024;32(1) DOI: <https://doi.org/10.5114/pq.2024.125293>, MEiN 70 pkt. (Artykuł ukaże się w numerze 1/2024. Obecnie widnieje na stronie wydawnictwa w sekcji manuskryptów przyjętych do druku. Praca nie jest uwzględniona w wykazie przygotowanym przez OIN ze względu na niezakończony proces publikacyjny.)

Dębiec-Bąk A.; Ptak A.; Majerski K.; Uiberlayova I.; **Stefańska M.** Analiza mikrokrążenia powierzchniowego stóp u pacjentów z cukrzycą typu II w badaniach termowizyjnych. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 72-74

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (**załącznik 6e**).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Odisee University Collage, Brussel, Belgium, 24.06.2021 – 08.07.2021r. Tematem stażu była działalność dydaktyczna i naukowa w Polsce i w Belgii w okresie pandemii COVID-19. Efektem naukowym stażu były prowadzone w obu ośrodkach badania mające na celu ocenę aktywności fizycznej i dobrostanu psychicznego studentów w okresie nauki w warunkach ograniczeń związanych z pandemią COVID-19. Wyniki badań zostały przedstawione jako wspólna publikacja naukowa opublikowana w International Journal Enviromental Research and Public Health oraz doniesienia konferencyjne w ramach XI Międzynarodowych Dni Fizjoterapii, Wrocław, 26-28 maja 2022.

**Stefańska, M.**; De Koker, R.; Vos, J.; De Wachter, E.; Dębiec-Bąk, A.; Ptak, A. Assessment of the Level of Physical Activity and Mood in Students after a Year of Study in a Mixed Mode in the Conditions of Restrictions Resulting from the Pandemic. Int. J. Environ. Res. Public Health 2023, 20, 4311. <https://doi.org/10.3390/ijerph20054311>. IF: 4.614; MEiN: 140.000.

Ptak A.; **Stefańska M.**; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena aktywności fizycznej po roku nauki mieszanej prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii: od juniora do

seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia. [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]. s. 71-72

**Stefańska M.**; Ptak A.; Dębiec-Bąk A.; De Koker R.; Vos J.; De Wachter E. Ocena dobrostanu psychicznego studentów po roku nauki prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19. XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii: od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław: streszczenia [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022] s. 69-71

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6f).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Politechnika Wrocławska, Katedra Inżynierii Biomedycznej, 01.06.2020 – 30.06.2020r. Efektem naukowym stażu jest wspólna praca dotycząca zmian w temperatury powierzchniowej ciała jako odpowiedź na wysiłek fizyczny u dzieci w wieku 8-12lat. Praca została wygłoszona w ramach EPMA World Congress 2021:

Dębiec-Bąk A.; Skrzek A.; Podbielska H.; Golubnitschaja O.; **Stefańska M.** Analysis of superficial temperature distribution changes after physical activity in school children for personalization of general fitness exercises. W: EPMA World Congress 2021, s.49: bibliogr. 7 poz.

raz opublikowana w czasopiśmie *EPMA Journal* :

Dębiec-Bąk, A.; Skrzek, A.; Podbielska, H.; Golubnitschaja, O.; **Stefańska, M.** Superficial Temperature Distribution Patterns before and after Physical Activity in School Children Are Indicative for Personalized Exercise Coaching and Disease Prevention. *EPMA J* **2021**, 12 (4), 435–447. <https://doi.org/10.1007/s13167-021-00262-1>. IF: 8.836; MEiN: 100.000

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6g).

**Staż naukowo – dydaktyczny**, miejsce stażu: Akademia Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha w Krakowie, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, 25.11.2019 – 08.12.2029r. Celem profilu naukowego stażu było zainicjowanie projektu badawczego, prowadzącego do realizacji badań przy współpracy obu ośrodków naukowo – dydaktycznych Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie i we Wrocławiu. Rezultatem prowadzonych wspólnie działań jest praca opublikowana w czasopiśmie *Physiotherapy Quarterly*.

**Stefańska, M.;** Dębiec-Bąk, A.; Widelak, J.; Palczewska, A.; Skrzek, A.; Dominiak, P.; Kucharski, W.; Kubasiak, K. Force-Velocity Characteristics of Lower Extremity Muscles in Male High-Altitude Climbers. *Physiotherapy Quarterly* **2021**, 29 (3), 92–97. <https://doi.org/10.5114/pq.2021.109061>. MEiN: 70.000

Piotrowska, A.; Czerwińska-Ledwig, O.; **Stefańska, M.;** Pałka, T.; Maciejczyk, M.; Bujas, P.; Bawelski, M.; Ridan, T.; Żychowska, M.; Sadowska-Krępa, E.; Dębiec-Bąk, A. Changes in Skin Microcirculation Resulting from Vibration Therapy in Women with Cellulite. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **2022**, 19 (6), 3385. <https://doi.org/10.3390/ijerph19063385>. IF: 4.614; MEiN: 140.000

Potwierdzenie odbycia stażu w załączeniu (załącznik 6h).

12. Wykaz członkostwa w komitetach redakcyjnych i radach naukowych czasopism wraz z informacją o pełnionych funkcjach (np. redaktora naczelnego, przewodniczącego rady naukowej, itp.).

13. Wykaz recenzowanych prac naukowych lub artystycznych, w szczególności publikowanych w czasopismach międzynarodowych.

Dotychczas byłam recenzentem 14 prac naukowych przedstawionych do publikacji w międzynarodowych czasopismach.

Wykaz recenzowanych prac:

**International Journal Of Environmental Research And Public Health** – 3 prace

**Applied Sciences** – 6 prace

**Diagnostics** – 2 prace

**Physiotherapy Quarterly** – 3 prace

Źródło Web of Science załącznik 6k.

14. Wykaz uczestnictwa w programach europejskich lub innych programach międzynarodowych.

**Wyjazd w ramach programu Erasmus + (Staff Mobility For Training), Odisee University Collage, Brussel, Belgium, w terminie 16-20.05.2022**

15. Wykaz udziału w zespołach badawczych, realizujących projekty inne niż określone w pkt. II.9.



16. Wykaz uczestnictwa w zespołach oceniających wnioski o finansowanie badań, wnioski o przyznanie nagród naukowych, wnioski w innych konkursach mających charakter naukowy lub dydaktyczny.

### III. WSPÓŁPRA Z OTOCZENIEM SPOŁECZNYM I GOSPODARCZYM

1. Wykaz dorobku technologicznego.
2. Współpraca z sektorem gospodarczym.
3. Wykaz uzyskanych praw własności przemysłowej, w tym uzyskanych patentów krajowych lub międzynarodowych.
4. Wykaz wdrożonych technologii.
5. wykaz wykonanych ekspertyz lub innych opracowań wykonanych na zamówienie instytucji publicznych lub przedsiębiorców.
6. Wykaz udziału w zespołach eksperckich lub konkursowych.
7. Wykaz projektów artystycznych realizowanych ze środowiskami pozaartystycznymi.

### IV. DANE NAUKOMETRYCZNE

1. Impact Factor (w dziedzinach i dyscyplinach, w których parametr ten jest powszechnie używany jako wskaźnik naukometryczny).

**Całkowita liczba IF – 82,528**

**Punktacja MNiSW artykuły – 2337**

**Punktacja MNiSW monografie – 80**

2. Liczba cytowań publikacji wnioskodawcy, z oddzielnym uwzględnieniem autocytowań.

**Liczba cytowań – 82 (Autor search), 103 (Web of Science)**

**Bez autocytowań – 74 (Autor search), 96 (Web of Science)**

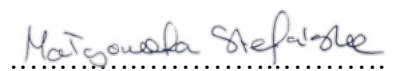
3. Indeks Hirscha.

**Indeks Hirscha – 5 (Autor search), 6 (Web of Science)**

Potwierdzenie załącznik 5a.

*Informacje zawarte w pkt. IV powinny wskazywać również na bazę danych, na podstawie której zostały podane. Przy wyborze tej bazy należy zwracać uwagę na specyfikę dziedziny i dyscypliny naukowej, w której kandydat ubiega się o nadanie stopnia doktora habilitowanego.*

*Rada Doskonałości Naukowej informuje, że podawanie danych naukometrycznych – w opinii Rady Doskonałości Naukowej – jest wskazane i zalecane, wynika to także ze stosowanej powszechnie praktyki przez samych kandydatów ubiegających się o awans naukowy. Należy jednak podkreślić, że podane we wnioskach o wszczęcie postępowania awansowego dane naukometryczne nie mogą stanowić kryterium oceny dorobku naukowego Kandydata dla podmiotów doktoryzujących, habilitujących oraz samej Rady Doskonałości Naukowej, organów prowadzących postępowania w sprawie nadania stopnia lub tytułu. Zadaniem tych organów jest przede wszystkim ocena ekspercka dorobku naukowego Kandydata ubiegającego się o awans naukowy, zaś decyzja o nadaniu stopnia lub tytułu nie powinna być uzależniona od podania tych danych.*

  
.....  
(podpis wnioskodawcy)



**INFORMACJA NAUKOMETRYCZNA – POSTĘPOWANIE HABILITACYJNE**  
Informacje dotyczące całego dorobku naukowego

**dr Małgorzata Stefańska**

	Liczba punktów za artykuły w czasopismach naukowych zgodnie z wykazami MEiN/MNiSW		Liczba punktów za monografie i rozdziały naukowe oraz redaktorstwa monografii naukowych zgodnie z wytycznymi MEiN/MNiSW	
	do roku 2019	od roku 2019	do roku 2017	od roku 2017
Przed uzyskaniem stopnia doktora	-	-	-	-
Po uzyskaniu stopnia doktora	207	2130	-	80
Suma	<b>207</b>	<b>2130</b>	-	<b>80</b>

Wartość wskaźnika Impact Factor	
Przed uzyskaniem stopnia doktora	-
Po uzyskaniu stopnia doktora	82.528
Suma	<b>82.528</b>

Liczba cytowań	Author Search	Cited Reference Search*
ogółem	<b>82</b>	<b>103</b>
bez autocytowań	74	96
autocytowania	8	7
<b>Indeks Hirscha</b>	<b>5</b>	<b>6</b>

\*Informacje wykazane w tabeli opracowano na podstawie bazy Web of Science Core Collection.  
Liczba cytowań podana została dwoma metodami: Author Search oraz Cited Reference Search.

Załączone wykazy:

1. Wykaz artykułów opublikowanych w czasopismach naukowych po uzyskaniu stopnia doktora.
2. Wykaz monografii naukowych opublikowanych po uzyskaniu stopnia doktora z zaznaczeniem monografii naukowej zgodnej z art. 219 ust. 1 pkt 2a Ustawy.

Ośrodek Informacji Naukowej  
AWF Wrocław

09.03.2023

*Agnieszka Kowalska*



**dr Małgorzata Stefańska**

**Wykaz publikacji punktowanych po uzyskaniu stopnia doktora**

L.p.	Monografia naukowa, zgodnie z art. 219 ust. 1 pkt 2a Ustawy	Punkty MEIN
1.	<b>Stefańska Małgorzata.</b> <i>Identyfikacja zgodności izokinetycznych pomiarów cech fizycznych wybranych grup mięśni w badaniach wielokrotnych.</i> Wrocław : Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu, <b>2023</b> ; 174 s. Seria: Studia i Monografie Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu ; nr 142.	80
	<b>Suma</b>	<b>80</b>

L.p.	Wykaz artykułów w czasopismach naukowych	Punkty MEIN/MNISW	IF
1.	<b>Stefańska Małgorzata, De Koker Reninka, De Wachter Eveline, Dębiec-Bąk Agnieszka.</b> Assessment of the level of physical activity and mood in students after a year of study in a mixed mode in the conditions of restrictions resulting from the pandemic. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : <b>2023</b> : vol. 20, nr 5, art. 4311, s. 1-13.	140	4.614
2.	Ptak Agnieszka, Dębiec-Bąk Agnieszka, <b>Stefańska Małgorzata.</b> Assessment of viscoelastic parameters of muscles in children aged 4-9 months with minor qualitative impairment of the motor pattern after Vojta therapy implementation. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : <b>2022</b> : vol. 19, nr 16, art. 10448, s. 1-9.	140	4.614
3.	Piotrowska Anna, Czerwińska-Ledwig Olga, <b>Stefańska Małgorzata, Pałka Tomasz, Maciejczyk Marcin, Bujas Przemysław, Bawelski Marek, Ridan Tomasz, Żychowska Małgorzata, Sadowska-Krępa Ewa, Dębiec-Bąk Agnieszka.</b> Changes in skin microcirculation resulting from vibration therapy in women with cellulite. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : <b>2022</b> : vol. 19, nr 6, art. 3385.	140	4.614
4.	Ptak Agnieszka, Miękczyńska Diana, Dębiec-Bąk Agnieszka, <b>Stefańska Małgorzata.</b> The occurrence of the sensory processing disorder in children depending on the type and time of delivery : a pilot study <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : <b>2022</b> : vol. 19, nr 11, art. 6893, s. 1-7.	140	4.614

5.	Ptak Agnieszka, Dębiec-Bąk Agnieszka, <b>Stefańska Małgorzata</b> . Thermographic of the microcirculation in healthy children aged 3-10 months as an objective and noninvasive method of assessment. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : 2022 : vol. 19, nr 23, art. 16072, s. 1-6.	140	4.614
6.	Guzek Zbigniew, Dziubek Wioletta, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Kowalska Joanna. A comparative analysis of functional status and mobility in stroke patients with and without aphasia. <i>Journal of Clinical Medicine</i> : 2022 : vol. 11, nr 12, art. 3478, s. 1-11.	140	4.964
7.	Pawlaczyk Weronika, Rogowski Łukasz, Kowalska Joanna, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Gołębiowski Tomasz, Mazanowska Oktawia, Gerall Claire, Krajewska Magdalena, Kusztal Mariusz, Dziubek Wioletta. Assessment of the nutritional status and quality of life in chronic kidney disease and kidney transplant patients : a comparative analysis. <i>Nutrients</i> : 2022 : vol. 14, nr 22, art. 4814, s. 1-11.	140	6.706
8.	Barczyk-Pawelec Katarzyna, Rubajczyk Krystian, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Pawik Łukasz, Dziubek Wioletta. Characteristics of body posture in the sagittal plane in 8-13-year-old male athletes practicing soccer. <i>Symmetry</i> : 2022 : vol. 14, nr 2, art. 210, s. 1-12.	70	2.940
9.	Zembron-Łacny Agnieszka, Dziubek Wioletta, Tylutka Anna, Wacka Eryk, Morawin Barbara, Bulińska Katarzyna, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Woźniewski Marek, Szuba Andrzej. Assessment of serum neopterin as a biomarker in peripheral artery disease. <i>Diagnostics</i> : 2021 : vol. 11, nr 10, art. 1911, s. 1-13.	70	3.992
10.	Dębiec-Bąk Agnieszka, Skrzek Anna, Podbielska Halina, Golubnitschaja Olga, <b>Stefańska Małgorzata</b> . Superficial temperature distribution patterns before and after physical activity in school children are indicative for personalized exercise coaching and disease prevention. <i>EPMA Journal</i> : 2021 : vol. 12, nr 4, s. 435-447.	100	8.836
11.	Dziubek Wioletta, Pawlaczyk Weronika, Rogowski Łukasz, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Gołębiowski Tomasz, Mazanowska Oktawia, Krajewska Magdalena, Kusztal Mariusz, Kowalska Joanna. Assessment of depression and anxiety in patients with chronic kidney disease and after kidney transplantation : a comparative analysis. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : 2021 : vol. 18, nr 19, art.10517, s. 1-12.	140	4.614
12.	Traczyk Justyna, Dębiec-Bąk Agnieszka, Skrzek Anna, <b>Stefańska Małgorzata</b> . Assessment of the psychophysical sphere and functional status of women aged 75-90 living alone and in nursing homes. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : 2021 : vol. 18, nr 17, art. 9028, s. 1-11.	140	4.614



13.	Rywacka Aleksandra, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Dziuba-Słonina Alicja. Assessment of the strength parameters of the quadriceps femoris muscles in polish university students after a 3-week program of neuromuscular electrical stimulation uthe RSQ1 method. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : <b>2021</b> : vol. 18, nr 21, art. 11717, s. 1-9.	140	4.614
14.	Wójtowicz Dorota, Ptak Agnieszka, Świtkowska Sylwia, <b>Stefańska Małgorzata</b> . Effectiveness of sensory stimulation among children with impaired psychomotor development : a pilot study. <i>Physiotherapy Quarterly</i> : <b>2021</b> : vol. 29, nr 2, s. 67-72.	70	-
15.	<b>Stefańska Małgorzata</b> , Dębiec-Bąk Agnieszka, Widelak Justyna, Palczewska Anna, Skrzek Anna, Dominiak Piotr, Kucharski Wojciech, Kubasiak Katarzyna. Force-velocity characteristics of lower extremity muscles in male high-altitude climbers. <i>Physiotherapy Quarterly</i> : <b>2021</b> : vol. 29, nr 3, s. 92-97.	70	-
16.	<b>Stefańska Małgorzata</b> , Bulińska Katarzyna, Woźniewski Marek, Szuba Andrzej, Dziubek-Rogowska Wioletta. Ankle-brachial index is a good determinant of lower limb muscular strength but not of the gait pattern in PAD patients. <i>Symmetry</i> : <b>2021</b> : vol. 13, nr 9, art. 1709, s. 1-14.	70	2.940
17.	Dziubek Wioletta, Pawlaczyk Weronika, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Waligóra Joanna, Bujnowska-Fedak Maria, Kowalska Joanna. Evaluation of psychophysical factors in individuals with frailty syndrome following a 3-month controlled physical activity program. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> : <b>2020</b> : vol. 17, nr 21, art. 7804, s. 1-13.	140	3.390
18.	Dziubek Wioletta, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Bulińska Katarzyna, Barska Katarzyna, Paszkowski Rafał, Kropielnicka Katarzyna, Jasiński Ryszard, Rachwalik Anna, Woźniewski Marek, Szuba Andrzej. Effects of physical rehabilitation on spatiotemporal gait parameters and ground reaction forces of patients with intermittent claudication. <i>Journal of Clinical Medicine</i> : <b>2020</b> : vol. 9, nr 9, art. 2826, s. 1-17.	140	4.242
19.	Kropielnicka Katarzyna, Dziubek Wioletta, Bulińska Katarzyna, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Wojcieszczyk-Latos Joanna, Jasiński Ryszard, Pilch Urszula, Dąbrowska Grażyna, Skórkowska-Telichowska Katarzyna, Kałka Dariusz, Janus Agnieszka, Zywar Katarzyna, Paszkowski Rafał, Rachwalik Anna, Woźniewski Marek, Szuba Andrzej. Influence of the physical training on muscle function and walking distance in symptomatic peripheral arterial disease in elderly. <i>BioMed Research International</i> : <b>2018</b> : vol. 2018, art. 1937527, s. 1-16.	25	2.197

20.	Dziubek Wioletta, Bulińska Katarzyna, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Woźniewski Marek, Kropielnicka Katarzyna, Jasiński Tomasz, Jasiński Ryszard, Pilch Urszula, Dąbrowska Grażyna, Skórkowska-Telichowska Katarzyna, Wojcieszczyk-Latos Joanna, Kałka Dariusz, Janus Agnieszka, Zywar Katarzyna, Paszkowski Rafał, Szuba Andrzej. Peripheral arterial disease decreases muscle torque and functional walking capacity in elderly. <i>Maturitas</i> : <b>2015</b> : vol. 81, nr 4, s. 480-486.	35	3.120
21.	Ptak Agnieszka, Konieczny Grzegorz, <b>Stefańska Małgorzata</b> . The influence of short-term Kinesiology Taping on force-velocity parameters of the rectus abdominis muscle. <i>Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation</i> : <b>2013</b> : vol. 26, nr 3, s. 291-297.	20	1.041
22.	Skrzek Anna, <b>Stefańska Małgorzata</b> . Analysis of muscle force-velocity parameter changes in elderly women resulting from physical activity : in continuous examinations. <i>Educational Gerontology</i> : <b>2012</b> : vol. 38, nr 12, s. 867-876.	20	0.349
23.	Adamowicz Sławomir, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Dominiak Piotr. Ocena symetryczności obciążenia kończyn dolnych pacjentów ze skrótem czynnościowym po zastosowaniu jednorazowej terapii według modelu Ackermanna. <i>Fizjoterapia</i> : <b>2012</b> : t. 20, nr 3, s. 3-10.	5	-
24.	Malicka Iwona, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Rudziak Marta, Jarmoluk Paweł, Pawłowska Katarzyna, Szczepańska-Gieracha Joanna, Woźniewski Marek. The influence of Nordic walking exercise on upper extremity strength and the volume of lymphoedema in women following breast cancer treatment. <i>Isokinetics and Exercise Science</i> : <b>2011</b> : vol. 19, nr 4, s. 295-304.	15	0.349
25.	Hanuszkiewicz Justyna, Malicka Iwona, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Barczyk Katarzyna, Woźniewski Marek. Postawa ciała a czynność mięśni tułowia kobiet po leczeniu raka piersi. <i>Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja</i> : <b>2011</b> : vol. 13, nr 1, s. 45-57.	8	-
26.	Malicka Iwona, Hanuszkiewicz Justyna, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Barczyk Katarzyna, Woźniewski Marek. Tytuł oryginału: Relation between trunk muscle activity and posture type in women following treatment for breast cancer <i>Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation</i> : <b>2010</b> : vol. 23, nr 1, s. 11-19.	13	0.292
27.	<b>Stefańska Małgorzata</b> , Zawadzka Dominika. Force-velocity parameters of knee flexors and extensors in 10-12-year-old children with spinal and knee diseases. <i>Human Movement</i> : <b>2009</b> : vol. 10, nr 2, s. 144-148.	9	-

28.	Malicka Iwona, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Pawłowska Katarzyna, Woźniewski Marek. Czynność mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego kobiet po leczeniu raka piersi. <i>Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja</i> : 2009 : vol. 11, nr 2, s. 111-119.	9	-
29.	<b>Stefańska Małgorzata</b> , Rafalska Magdalena, Skrzek Anna. Ocena funkcjonalna mięśni działających na staw kolanowy u pacjentów w 13 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego - doniesienie wstępne. <i>Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja</i> : 2009 : vol. 11, nr 2, s. 145-155.	9	-
30.	<b>Stefańska Małgorzata</b> , Skrzek Anna, Anwajler Joanna, Malicka Iwona, Zawadzka Dominika, Dziubek-Rogowska Wioletta. Czynność mięśni tułowia u dziewcząt z bocznym idiopatycznym skrzywieniem kręgosłupa I°. <i>Acta Bio-Optica et Informatica Medica</i> : 2008 : vol. 14, nr 2, s. 116-119.	6	-
31.	<b>Stefańska Małgorzata</b> . Force - angle and force - time characteristics of human upper extremity muscles. <i>Biology of Sport</i> : 2006 : vol. 23, nr 4, s. 389-399.	10	0.062
32.	<b>Stefańska Małgorzata</b> , Zawadzka Dominika. Ocena parametrów siłowo-prędkościowych mięśni prostowników stawu kolanowego u dzieci z bocznym skrzywieniem kręgosłupa I°. <i>Fizjoterapia Polska</i> : 2006 : vol. 6, nr 3, s. 228-23.	5	-
33.	Malicka Iwona, Pawłowska Katarzyna, <b>Stefańska Małgorzata</b> , Chwałczyńska Agnieszka, Woźniewski Marek. Wpływ ćwiczeń w wodzie na czynność mięśni szkieletowych kobiet po leczeniu raka piersi : doniesienie wstępne. <i>Fizjoterapia</i> : 2006 : vol. 14, nr 2, s. 57-63.	3	-
34.	<b>Stefańska Małgorzata</b> . Charakterystyki siłowe mięśni kończyny górnej studentów wychowania fizycznego. <i>Wychowanie Fizyczne i Sport</i> : 2004 : t. 48, nr 4, s. 325-32.	2	-
35.	<b>Stefańska Małgorzata</b> . Muscular force-velocity parameters during single joint and multiple joint sagittal activities of the upper limb. <i>Isokinetics and Exercise Science</i> : 2004 : vol. 12, nr 2, s. 117-125.	7	0.196
36.	<b>Stefańska Małgorzata</b> , Skolimowski Tadeusz, Zawadzka Dominika. Ocena siły mięśni kończyn dolnych dzieci z koślawością stawów kolanowych - badania pilotażowe. <i>Fizjoterapia</i> : 2004 : t. 12, nr 3, s. 5-10.	3	-
37.	<b>Stefańska Małgorzata</b> . Metody wyznaczania charakterystyk siłowo-prędkościowych mięśni kończyny górnej. <i>Fizjoterapia</i> : 2003 : t. 11, nr 2, s. 96-10.	3	-
	<b>Suma</b>	<b>2337</b>	<b>82.528</b>



Fizycznego  
im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu od r. 2002

Zapytanie: STEFAŃSKA MAŁGORZATA

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
IM. POLSKICH OLIMPIJCZYKÓW WE WROCŁAWIU  
Biblioteka Główna  
ul. Adama Mickiewicza 98, 51-684 Wrocław

1

**Autorzy:** Rogowski Łukasz, Kuztał Mariusz, Bulińska Katarzyna, Pawlaczyk W., Stefańska Małgorzata, Zembron-Lacny Agnieszka, Gołębiowski T., Krajewska Magdalena, Dziubek-Rogowska Wioletta.

**Tytuł oryginalny:** Effect of different type of training on muscle function and physical capacity in chronic hemodialysis patients

**Tytuł całości:** W: 27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022 : book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sáez, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E.

**Adres wydawniczy:** Sevilla : European College of Sport Science, 2022

**Opis fizyczny:** s. 539

**Konferencja/zjazd - tytuł:** European College of Sport Science

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Sevilla, Espana : 30 August - 2 September 2022

**p-ISBN:** 978-3-9818414-5-9

**Charakt. formalna:** zagraniczne streszczenie zjazdowe

2

**Autorzy:** Dziubek-Rogowska Wioletta, Rogowski Łukasz, Pawlaczyk Weronika, Bulińska Katarzyna, Ostrowska Bożena, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Krajewska Magdalena, Kuztał Mariusz.

**Tytuł oryginalny:** The use of objective actimetry to assess the physical activity of end stage renal disease patients : pilot study

**Tytuł całości:** W: 27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022 : book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sáez, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E.

**Adres wydawniczy:** Sevilla : European College of Sport Science, 2022

**Opis fizyczny:** s. 554

**Konferencja/zjazd - tytuł:** European College of Sport Science

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Sevilla, Espana : 30 August - 2 September 2022

**p-ISBN:** 978-3-9818414-5-9

**Charakt. formalna:** zagraniczne streszczenie zjazdowe

3

**Autorzy:** Dębiec-Bąk Agnieszka, Ptak Agnieszka, Majerski Krzysztof, Uiberlayova Ivana, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Analiza mikrokrążenia powierzchniowego stóp u pacjentów z cukrzycą typu II w badaniach termowizyjnych

**Tytuł równoległy:** Analysis of the surface microcirculation of feet in patients with type II diabetes in thermal imaging studies

**Tytuł całości:** W: XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączą pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 72-74

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe



**Autorzy: Barczyk-Pawelec Katarzyna, Rogowski Łukasz, Stefańska Małgorzata, Rubajczyk Krystian, Dziubek Wioletta.**

**Tytuł oryginalny:** Charakterystyka postawy ciała w płaszczyźnie czołowej młodych piłkarzy

**Tytuł równoległy:** Characteristics of body posture in the frontal plane of young soccer players

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 87-88

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

5

**Autorzy: Ptak Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Dębiec-Bąk Agnieszka, De Koker Reninka, Vos Jeroen, De Wachter Eveline.**

**Tytuł oryginalny:** Ocena aktywności fizycznej po roku nauki mieszanej prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19

**Tytuł równoległy:** Assessment of physical activity after a year of mixed learning conducted in conditions of restrictions caused by COVID-19

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 71-72

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

6

**Autorzy: Stefańska Małgorzata, Ptak Agnieszka, Dębiec-Bąk Agnieszka, De Koker Reninka, Vos Jeroen, De Wachter Eveline.**

**Tytuł oryginalny:** Ocena dobrostanu psychicznego studentów po roku nauki prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19

**Tytuł równoległy:** Assessment of the mental well-being of students after one year of education conducted in conditions of limitations caused by COVID-19

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 69-71

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

7

**Autorzy: Rogowski Łukasz, Bulińska Katarzyna, Pawlaczyk Weronika, Zembron-Łacny Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Krajewska Magdalena, Kuształ Mariusz, Dziubek Wioletta.**

**Tytuł oryginalny:** Wpływ sześciomiesięcznego programu ćwiczeń fizycznych na wydolność tlenową, funkcję mięśni i jakość życia pacjentów dializowanych z powodu niewydolności nerek

**Tytuł równoległy:** Effect of a six-month exercise program on aerobic capacity, muscle function, and quality of life in renal dialysis patients

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 22-24

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

8

**Autorzy: Guzek Zbigniew, Dziubek Wioletta, Ksenycz Aleksandra, Stefańska Małgorzata, Kowalska Joanna.**

**Tytuł oryginalny:** Wpływ zaburzeń funkcji poznawczych na samodzielność i stan funkcjonalny chorych po udarze mózgu

**Tytuł równoległy:** The influence of cognitive impairment on independence and functional state of stroke patients

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 89-91

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Autorzy:** Wdowiak Przemysław, Dębiec-Bąk Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Ptak Agnieszka, Karska Karolina, Słowińska-Karska Katarzyna, Śliwiński Zbigniew.  
**Tytuł oryginału:** Ocena parametrów spirometrycznych u dzieci ze skoliozą idiopatyczną leczonych metodą FED  
**Tytuł całości:** W: XV Konferencja Naukowa Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii : perspektywy rozwoju fizjoterapii : II Konferencja Polskiego Stowarzyszenia Specjalistów Fizjoterapii : IV Konferencja PTF Młodych Naukowców  
**Adres wydawniczy:** Pabianice, 2022  
**Opis fizyczny:** s. 33  
**Konferencja/zjazd - tytuł:** Polskie Towarzystwo Fizjoterapii  
**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Pabianice : 19-21 maja 2022  
**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Autorzy:** Dębiec-Bąk Agnieszka, Skrzek Anna, Podbielska Halina, Golubnitschaja Olga, Stefańska Małgorzata.  
**Tytuł oryginału:** Analysis of superficial temperature distribution changes after physical activity in school children for personalization of general fitness exercises  
**Tytuł całości:** W: EPMA World Congress 2021  
**Opis fizyczny:** s. 49 : bibliogr. 7 poz.  
**Konferencja/zjazd - tytuł:** Faculty of Fundamental Problems of Technology, Department of Biomedical Engineering ,Wrocław University of Science and Technology  
**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Wrocław, Polska : 20-23 wrzesień 2021  
**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe  
**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Autorzy:** Wdowiak Przemysław, Dębiec-Bąk Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Ptak Agnieszka, Karska Karolina, Słowińska-Karska Katarzyna, Śliwiński Zbigniew.  
**Tytuł oryginału:** Analiza dynamiki zmian w mikrokrążeniu wybranych obszarów ciała po stymulacji metodą Vojty dzieci w wieku 3-10 miesięcy  
**Tytuł równoległy:** Analysis of the dynamics of changes in the micocirculation of selected areas in the human body after stimulation by the Vojta method in children aged 3-10 months  
**Tytuł całości:** W: **Potrzeby i standardy współczesnej rehabilitacji** : XIV międzynarodowe Dni Rehabilitacji, Rzeszów, 24-25 lutego 2022 r. : konferencja online : streszczenia / pod red. Teresy Pop, Andrzeja Kwolka, Andżeliny Wolan-Nierody, Joanny Baran.  
**Adres wydawniczy:** Rzeszów : Bonus Liber Sp. z o.o., 2022  
**Opis fizyczny:** s. 306-308  
**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Konferencja online : 24-25.02.2022  
**p-ISBN:** 978-83-67230-02-5  
**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Autorzy:** Dziubek Wioletta, Kuztal Mariusz, Ostrowska Bożena, Rogowski Łukasz, Pawlaczyk Weronika, Nowińska Katarzyna, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Krajewska Magdalena, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginału:** Ocena aktywności fizycznej za pomocą actigraphu i kwestionariusza IPAQ u pacjentów ze schyłkową niewydolnością nerek

**Tytuł całości:** W: IV Ogólnopolskie Sympozjum Rehabilitacja w Chorobach Nerek i Układu Moczowego, Kraków, 18-19 października 2019 roku : streszczenia prac

**Adres wydawniczy:** [B. m. : b. w., 2019]

**Opis fizyczny:** s. 8-9

**Konferencja/zjazd - tytuł:** Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Kraków : 18-19 października 2019

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Autorzy:** Kobylańska Marzena, Wójcik B., Kozak A., Siódmak O., Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginału:** Ocena efektywności treningu równowagi i koordynacji ruchowej u pacjentów po udarach niedokrwiennych mózgu

**Tytuł równoległy:** The effectiveness of balance and coordination training in patients after ischemic stroke

**Czasopismo:** Human Movement

**Szczegóły:** 2011, supl. 2, s.16

**Uwagi:** Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Autorzy:** Kobylańska Marzena, Wójcik B., Kozak A., Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginału:** Ocena sił reakcji podłoża i symetryczności obciążania kończyn dolnych pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu

**Tytuł równoległy:** The assessment of the ground reaction force and the symmetry in weight-bearing in the lower limbs

**Czasopismo:** Human Movement

**Szczegóły:** 2011, supl. 2, s.32

**Uwagi:** Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Autorzy:** Kobylańska Marzena, Wójcik B., Kozak A., Siódmak O., Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginału:** Ocena skuteczności treningu z biologicznym sprzężeniem zwrotnym na symetryczność obciążenia kończyn dolnych u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu

**Tytuł równoległy:** The training with biofeedback vs. the symmetry in weight bearing in the lower limbs in patients after cerebral infarction

**Czasopismo:** Human Movement

**Szczegóły:** 2011, supl. 2, s.33

**Uwagi:** Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Autorzy: Hanuszkiewicz Justyna, Malicka Iwona, Stefańska Małgorzata, Barczyk Katarzyna, Woźniewski Marek.**

**Tytuł oryginału:** Związek postawy ciała z czynnością mięśni tułowia kobiet po leczeniu raka piersi  
**Tytuł równoległy:** Relationship between body posture and trunk muscles function in women after breast cancer treatment

**Czasopismo: Fizjoterapia**

**Szczegóły:** 2010 : t.18, supl., s.16-17

**Uwagi:** (VII Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, Wrocław 28-30 maja 2010)

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

17

**Autorzy: Ptak A., Konieczny Grzegorz, Stefańska Małgorzata.**

**Tytuł oryginału:** Próba weryfikacji oddziaływania aplikacji kinesiologii tapingu na mięsień prosty brzucha

**Tytuł równoległy:** The attempt to verify the kinesiology taping application on abdominal muscles

**Czasopismo: Postępy Rehabilitacji**

**Szczegóły:** 2009 : t.23, nr 2, s.134-135

**Uwagi:** I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

18

**Autorzy: Stefańska Małgorzata, Malicka Iwona, Skrzek Anna, Zawadzka Dominika.**

**Tytuł oryginału:** Własności siłowo-prędkościowe mięśni tułowia u dzieci 9-12-letnich z bocznym skrzywieniem kręgosłupa pierwszego stopnia

**Czasopismo: Postępy Rehabilitacji**

**Szczegóły:** 2009 : t.23, nr 2, s.126

**Uwagi:** I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

19

**Autorzy: Malicka Iwona, Rudziak M., Jarmoluk P., Pawłowska Katarzyna, Jasiński Ryszard, Stefańska Małgorzata, Woźniewski Marek.**

**Tytuł oryginału:** Wpływ treningu marszowego o charakterze nordic walking na sprawność kończyny górnej oraz stan obrzęku chłonnego u kobiet po leczeniu raka piersi

**Czasopismo: Postępy Rehabilitacji**

**Szczegóły:** 2009 : t.23, nr 2, s.110

**Uwagi:** I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

20

**Autorzy: Stefańska Małgorzata, Rafalska Magdalena, Skrzek Anna.**

**Tytuł oryginału:** Ocena funkcjonalna mięśni działających na staw kolanowy u pacjentów w 13 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego - doniesienie wstępne

**Czasopismo: Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja**

**Szczegóły:** 2008 : vol.10, supl.3, s.25

**Uwagi:** (VIII Interdyscyplinarny Kongres Naukowy "Nowe kierunki i metody diagnostyki i leczenia schorzeń i obrażeń narządu ruchu, 21-22 listopada 2008, Warszawa)

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Zawadzka Dominika, Skrzek Anna.

**Tytuł oryginalny:** Izokinetyka - metoda dynamicznej oceny stanu układu mięśniowego

**Tytuł równoległy:** Isokinetics - method of dynamic evaluation of the human muscular system

**Czasopismo:** Rehabilitacja Medyczna

**Szczegóły:** 2006 : t.10, nr spec., s.49

**Uwagi:** XII Sympozjum Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji "Ocena skuteczności rehabilitacji medycznej oparta na dowodach naukowych". Kraków, 22-24.09.2006

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Autorzy:** Malicka Iwona, Stefańska Małgorzata, Pawłowska Katarzyna, Chwalczyńska Agnieszka, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Wpływ ćwiczeń w wodzie na parametry siłowo-prędkościowe mięśni kobiet po leczeniu raka piersi : doniesienie wstępne

**Czasopismo:** Fizjoterapia

**Szczegóły:** 2005 : t.13, nr 2, supl.1, s.39

**Uwagi:** V Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 20-21 maja 2005 r. Wrocław

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

Ośrodek Informacji Naukowej  
AWF Wrocław

09.03.2023

*Agnieszka Malicka*



# Baza Publikacji Pracowników Akademii W Fizycznego

## im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu od r. 2002



PODPIS ZAUFANY  
MAŁGORZATA  
STEFAŃSKA  
12.03.2023 12:41:09 [GMT+1]  
Dokument podpisany elektronicznie  
podpisem zaufanym

**Zapytanie:** STEFAŃSKA MAŁGORZATA

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
IM. POLSKICH OLIMPIJCZYKÓW WE WROCŁAWIU  
Biblioteka Główna  
ul. Adama Mickiewicza 98, 51-684 Wrocław

1

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, De Koker Reninka, De Wachter Eveline, Dębiec-Bąk Agnieszka, Ptak Agnieszka.

**Tytuł oryginału:** Assessment of the level of physical activity and mood in students after a year of study in a mixed mode in the conditions of restrictions resulting from the pandemic

**Czasopismo:** International Journal of Environmental Research and Public Health

**Szczegóły:** 2023 : vol. 20, nr 5, art. 4311, s. 1-13, tab., bibliogr. 67 poz.

**p-ISSN:** 1660-4601

**e-ISSN:** 1661-7827

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.614

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10739

2

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginału:** Identyfikacja zgodności izokinetycznych pomiarów cech fizycznych wybranych grup mięśni w badaniach wielokrotnych

**Tytuł równoległy:** Isokinetic measurements of physical characteristics of selected muscle groups: multiple tests consistency identification

**Adres wydawniczy:** Wrocław : Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu, 2023

**Opis fizyczny:** 174 s. : il., bibliogr. s. 148-168, summ.

**Seria:** Studia i Monografie Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu ; nr 142 ; 2956-5065

**p-ISBN:** 978-83-64354-79-3

**Charakt. formalna:** polska monografia

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** POL

**Punktacja MEiN:** 80.000

**Sygnatura:** PNNP10740

3

**Autorzy:** Rogowski Łukasz, Kuztał Mariusz, Bulińska Katarzyna, Pawlaczyk W., Stefańska Małgorzata, Zembroń-Lacny Agnieszka, Gołębiowski T., Krajewska Magdalena, Dziubek-Rogowska Wioletta.

**Tytuł oryginału:** Effect of different type of training on muscle function and physical capacity in chronic hemodialysis patients

**Tytuł całości:** W: 27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022 : book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sáez, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E.

**Adres wydawniczy:** Sevilla : European College of Sport Science, 2022

**Opis fizyczny:** s. 539

**Konferencja/zjazd - tytuł:** European College of Sport Science

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Sevilla, Espana : 30 August - 2 September 2022

**p-ISBN:** 978-3-9818414-5-9

**Charakt. formalna:** zagraniczne streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** ENG

**Sygnatura:** PNNP10406



**Autorzy:** Dziubek-Rogowska Wioletta, Rogowski Łukasz, Pawlaczyk Weronika, Bulińska Katarzyna, Ostrowska Bożena, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Krajewska Magdalena, Kuszta Mariusz.

**Tytuł oryginalny:** The use of objective actimetry to assess the physical activity of end stage renal disease patients : pilot study

**Tytuł całości:** W: **27th Annual Congress of the European College of Sport Science 30 August - 2 September 2022** : book of abstracts / ed. by Dela, F., Piacentini, M.F., Helge, J.W., Calvo Lluch, Á., Sácz, E., Pareja Blanco, F., Tsolakidis, E.

**Adres wydawniczy:** Sevilla : European College of Sport Science, 2022

**Opis fizyczny:** s. 554

**Konferencja/zjazd - tytuł:** European College of Sport Science

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Sevilla, Espana : 30 August - 2 September 2022

**p-ISBN:** 978-3-9818414-5-9

**Charakt. formalna:** zagraniczne streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** ENG

**Sygnatura:** PNNP10408

**Autorzy:** Ptak Agnieszka, Dębiec-Bąk Agnieszka, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Assessment of viscoelastic parameters of muscles in children aged 4-9 months with minor qualitative impairment of the motor pattern after Vojta therapy implementation

**Czasopismo:** **International Journal of Environmental Research and Public Health**

**Szczegóły:** 2022 : vol. 19, nr 16, art. 10448, s. 1-9, ryc., tab., bibliogr. 39 poz.

**p-ISSN:** 1660-4601

**e-ISSN:** 1661-7827

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.614

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10386

**Autorzy:** Piotrowska Anna, Czerwińska-Ledwig Olga, Stefańska Małgorzata, Palka Tomasz, Maciejczyk Marcin, Bujas Przemysław, Bawelski Marek, Ridan Tomasz, Żychowska Małgorzata, Sadowska-Krepa Ewa, Dębiec-Bąk Agnieszka.

**Tytuł oryginalny:** Changes in skin microcirculation resulting from vibration therapy in women with cellulite

**Czasopismo:** **International Journal of Environmental Research and Public Health**

**Szczegóły:** 2022 : vol. 19, nr 6, art. 3385, s. 1-14, ryc., tab., bibliogr. 39 poz.

**p-ISSN:** 1660-4601

**e-ISSN:** 1661-7827

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.614

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10223

**Autorzy:** Ptak Agnieszka, Mięczyńska Diana, Dębiec-Bąk Agnieszka, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** The occurrence of the sensory processing disorder in children depending on the type and time of delivery : a pilot study

**Czasopismo:** **International Journal of Environmental Research and Public Health**

**Szczegóły:** 2022 : vol. 19, nr 11, art. 6893, s. 1-7, tab., bibliogr. 27 poz.

**p-ISSN:** 1660-4601

**e-ISSN:** 1661-7827

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.614

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10288

**Autorzy:** Ptak Agnieszka, Dębiec-Bąk Agnieszka, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Thermographic of the microcirculation in healthy children aged 3-10 months as an objective and noninvasive method of assessment

**Czasopismo:** International Journal of Environmental Research and Public Health

**Szczegóły:** 2022 : vol. 19, nr 23, art. 16072, s. 1-6, ryc., tab., bibliogr. 28 poz.

**p-ISSN:** 1660-4601

**e-ISSN:** 1661-7827

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.614

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10494

9

**Autorzy:** Guzek Zbigniew, Dziubek Wioletta, Stefańska Małgorzata, Kowalska Joanna.

**Tytuł oryginalny:** A comparative analysis of functional status and mobility in stroke patients with and without aphasia

**Czasopismo:** Journal of Clinical Medicine

**Szczegóły:** 2022 : vol. 11, nr 12, art. 3478, s. 1-11, tab., bibliogr. 42 poz.

**e-ISSN:** 2077-0383

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.964

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10310

10

**Autorzy:** Pawlaczyk Weronika, Rogowski Łukasz, Kowalska Joanna, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Mazanowska Oktawia, Gerall Claire, Krajewska Magdalena, Kuształ Mariusz, Dziubek Wioletta.

**Tytuł oryginalny:** Assessment of the nutritional status and quality of life in chronic kidney disease and kidney transplant patients : A comparative analysis

**Czasopismo:** Nutrients

**Szczegóły:** 2022 : vol. 14, nr 22, art. 4814, s. 1-11, tab., bibliogr. 51 poz.

**p-ISSN:** 2072-6643

**e-ISSN:** 2072-6643

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 6.706

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10463

11

**Autorzy:** Barczyk-Pawełec Katarzyna, Rubajczyk Krystian, Stefańska Małgorzata, Pawik Łukasz, Dziubek Wioletta.

**Tytuł oryginalny:** Characteristics of body posture in the sagittal plane in 8-13-year-old male athletes practicing soccer

**Czasopismo:** Symmetry

**Szczegóły:** 2022 : vol. 14, nr 2, art. 210, s. 1-12, ryc., tab., bibliogr. 52 poz.

**p-ISSN:** 2073-8994

**e-ISSN:** 2073-8994

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 2.940

**Punktacja MEiN:** 70.000

**Sygnatura:** PNNP10184



**Autorzy: Dębiec-Bąk Agnieszka, Ptak Agnieszka, Majerski Krzysztof, Uiberlayova Ivana, Stefańska Małgorzata.**

**Tytuł oryginalny:** Analiza mikrokrążenia powierzchniowego stóp u pacjentów z cukrzycą typu II w badaniach termowizyjnych

**Tytuł równoległy:** Analysis of the surface microcirculation of feet in patients with type II diabetes in thermal imaging studies

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia. 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 72-74

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP10339

13

**Autorzy: Barczyk-Pawelec Katarzyna, Rogowski Łukasz, Stefańska Małgorzata, Rubajczyk Krystian, Dziubek Wioletta.**

**Tytuł oryginalny:** Charakterystyka postawy ciała w płaszczyźnie czołowej młodych piłkarzy

**Tytuł równoległy:** Characteristics of body posture in the frontal plane of young soccer players

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 87-88

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP10414

14

**Autorzy: Ptak Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Dębiec-Bąk Agnieszka, De Koker Reninka, Vos Jeroen, De Wachter Eveline.**

**Tytuł oryginalny:** Ocena aktywności fizycznej po roku nauki mieszanej prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19

**Tytuł równoległy:** Assessment of physical activity after a year of mixed learning conducted in conditions of restrictions caused by COVID-19

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 71-72

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP10338

15

**Autorzy: Stefańska Małgorzata, Ptak Agnieszka, Dębiec-Bąk Agnieszka, De Koker Reninka, Vos Jeroen, De Wachter Eveline.**

**Tytuł oryginalny:** Ocena dobrostanu psychicznego studentów po roku nauki prowadzonej w warunkach ograniczeń spowodowanych COVID-19

**Tytuł równoległy:** Assessment of the mental well-being of students after one year of education conducted in conditions of limitations caused by COVID-19

**Tytuł całości:** W: **XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii** : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 69-71

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP10337

**Autorzy:** Rogowski Łukasz, Bulińska Katarzyna, Pawlacyk Weronika, Zembroń-Łacny Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Krajewska Magdalena, Kuztal Mariusz, Dziubek Wioletta.

**Tytuł oryginalny:** Wpływ sześciomiesięcznego programu ćwiczeń fizycznych na wydolność tlenową, funkcję mięśni i jakość życia pacjentów dializowanych z powodu niewydolności nerek

**Tytuł równoległy:** Effect of a six-month exercise program on aerobic capacity, muscle function, and quality of life in renal dialysis patients

**Tytuł całości:** W: XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 22-24

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP10415

17

**Autorzy:** Guzek Zbigniew, Dziubek Wioletta, Ksenycz Aleksandra, Stefańska Małgorzata, Kowalska Joanna.

**Tytuł oryginalny:** Wpływ zaburzeń funkcji poznawczych na samodzielność i stan funkcjonalny chorych po udarze mózgu

**Tytuł równoległy:** The influence of cognitive impairment on independence and functional state of stroke patients

**Tytuł całości:** W: XI Międzynarodowe Dni Fizjoterapii : od juniora do seniora - fizjoterapia łączy pokolenia, 26-28 maja 2022, Wrocław : streszczenia

**Adres wydawniczy:** [Wrocław : Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 2022]

**Opis fizyczny:** s. 89-91

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP10315

18

**Autorzy:** Wdowiak Przemysław, Dębiec-Bąk Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Ptak Agnieszka, Karska Karolina, Słowińska-Karska Katarzyna, Słowiński Zbigniew.

**Tytuł oryginalny:** Ocena parametrów spirometrycznych u dzieci ze skoliozą idiopatyczną leczonych metodą FED

**Tytuł całości:** W: XV Konferencja Naukowa Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii : perspektywy rozwoju fizjoterapii : II Konferencja Polskiego Stowarzyszenia Specjalistów Fizjoterapii : IV Konferencja PTF Młodych Naukowców

**Adres wydawniczy:** Pabianice, 2022

**Opis fizyczny:** s. 33

**Konferencja/zjazd - tytuł:** Polskie Towarzystwo Fizjoterapii

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Pabianice : 19-21 maja 2022

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP10340

19

**Autorzy:** Zembroń-Łacny Agnieszka, Dziubek Wioletta, Tylutka Anna, Wacka Eryk, Morawin Barbara, Bulińska Katarzyna, Stefańska Małgorzata, Woźniewski Marek, Szuba Andrzej.

**Tytuł oryginalny:** Assessment of serum neopterin as a biomarker in peripheral artery disease

**Czasopismo:** Diagnostics

**Szczegóły:** 2021 : vol. 11, nr 10, art. 1911, s. 1-13, ryc., tab., bibliogr. 45 poz.

**p-ISSN:** 2075-4418

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 3.992

**Punktacja MEiN:** 70.000

**Sygnatura:** PNNP10085

**Autorzy:** Dębiec-Bąk Agnieszka, Skrzek Anna, Podbielska Halina, Golubnitschaja Olga, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Superficial temperature distribution patterns before and after physical activity in school children are indicative for personalized exercise coaching and disease prevention

**Czasopismo:** EPMA Journal

**Szczegóły:** 2021 : vol. 12, nr 4, s. 435-447, ryc., tab., bibliogr. 63 poz.

**p-ISSN:** 1878-5077

**e-ISSN:** 1878-5085

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 8.836

**Punktacja MEiN:** 100.000

**Sygnatura:** PNNP10113

21

**Autorzy:** Dębiec-Bąk Agnieszka, Skrzek Anna, Podbielska Halina, Golubnitschaja Olga, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Analysis of superficial temperature distribution changes after physical activity in school children for personalization of general fitness exercises

**Tytuł całości:** W: EPMA World Congress 2021

**Opis fizyczny:** s. 49 : bibliogr. 7 poz.

**Konferencja/zjazd - tytuł:** Faculty of Fundamental Problems of Technology, Department of Biomedical Engineering, Wrocław University of Science and Technology

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Wrocław, Polska : 20-23 wrzesień 2021

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Sygnatura:** PNNP10096

22

**Autorzy:** Dziubek Wioletta, Pawlacyk Weronika, Rogowski Łukasz, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Mazanowska Oktawia, Krajewska Magdalena, Kuształ Mariusz, Kowalska Joanna.

**Tytuł oryginalny:** Assessment of depression and anxiety in patients with chronic kidney disease and after kidney transplantation : a comparative analysis

**Czasopismo:** International Journal of Environmental Research and Public Health

**Szczegóły:** 2021 : vol. 18, nr 19, art.10517, s. 1-12, tab., bibliogr. 34 poz.

**p-ISSN:** 1660-4601

**e-ISSN:** 1661-7827

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.614

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10077

23

**Autorzy:** Traczyk Justyna, Dębiec-Bąk Agnieszka, Skrzek Anna, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Assessment of the psychophysical sphere and functional status of women aged 75-90 living alone and in nursing homes

**Czasopismo:** International Journal of Environmental Research and Public Health

**Szczegóły:** 2021 : vol. 18, nr 17, art. 9028, s. 1-11, ryc., tab., bibliogr. 51 poz.

**p-ISSN:** 1660-4601

**e-ISSN:** 1661-7827

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.614

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP10045

**Autorzy:** Rywacka Aleksandra, Stefańska Małgorzata, Dziuba-Słonina Alicja.  
**Tytuł oryginalny:** Assessment of the strength parameters of the quadriceps femoris muscles in polish university students after a 3-week program of neuromuscular electrical stimulation uthe RSQI method  
**Czasopismo:** International Journal of Environmental Research and Public Health  
**Szczegóły:** 2021 : vol. 18, nr 21, art. 11717, s. 1-9, ryc., tab., bibliogr. 23 poz.  
**p-ISSN:** 1660-4601  
**e-ISSN:** 1661-7827  
**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł  
**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp  
**Język publikacji:** ENG  
**Impact Factor:** 4.614  
**Punktacja MEiN:** 140.000  
**Sygnatura:** PNNP10112

25

**Autorzy:** Wójtowicz Dorota, Ptak Agnieszka, Świtkowska Sylwia, Stefańska Małgorzata.  
**Tytuł oryginalny:** Effectiveness of sensory stimulation among children with impaired psychomotor development : a pilot study  
**Czasopismo:** Physiotherapy Quarterly  
**Szczegóły:** 2021 : vol. 29, nr 2, s. 67-72, tab., bibliogr. 20 poz.  
**p-ISSN:** 2544-4395  
**Charakt. formalna:** polski artykuł  
**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp  
**Język publikacji:** ENG  
**Punktacja MEiN:** 70.000  
**Sygnatura:** PNNP10088

26

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Dębiec-Bąk Agnieszka, Widelak Justyna, Palczewska Anna, Skrzek Anna, Dominiak Piotr, Kucharski Wojciech, Kubasiak Katarzyna.  
**Tytuł oryginalny:** Force-velocity characteristics of lower extremity muscles in male high-altitude climbers  
**Czasopismo:** Physiotherapy Quarterly  
**Szczegóły:** 2021 : vol. 29, nr 3, s. 92-97, tab., bibliogr. 32 poz.  
**Charakt. formalna:** polski artykuł  
**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp  
**Język publikacji:** ENG  
**Punktacja MEiN:** 70.000  
**Sygnatura:** PNNP10100

27

**Autorzy:** Wdowiak Przemysław, Dębiec-Bąk Agnieszka, Stefańska Małgorzata, Ptak Agnieszka, Karska Karolina, Słowińska-Karska Katarzyna, Śliwiński Zbigniew.  
**Tytuł oryginalny:** Analiza dynamiki zmian w mikrokrążeniu wybranych obszarów ciała po stymulacji metodą Vojty dzieci w wieku 3-10 miesiąca  
**Tytuł równoległy:** Analysis of the dynamics of changes in the micocirculation of selected areas in the human body after stimulation by the Vojta method in children aged 3-10 months  
**Tytuł całości:** W: **Potrzeby i standardy współczesnej rehabilitacji** : XIV międzynarodowe Dni Rehabilitacji, Rzeszów, 24-25 lutego 2022 r. : konferencja online : streszczenia / pod red. Teresy Pop, Andrzeja Kwolka, Andżeliny Wolan-Nierody, Joanny Baran.  
**Adres wydawniczy:** Rzeszów : Bonus Liber Sp. z o.o., 2022  
**Opis fizyczny:** s. 306-308  
**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Konferencja online : 24-25.02.2022  
**p-ISBN:** 978-83-67230-02-5  
**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe  
**Język publikacji:** POL, ENG  
**Sygnatura:** PNNP10228

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Bulińska Katarzyna, Woźniewski Marek, Szuba Andrzej, Dziubek-Rogowska Wioletta.

**Tytuł oryginalny:** Ankle-brachial index is a good determinant of lower limb muscular strength but not of the gait pattern in PAD patients

**Czasopismo:** Symmetry

**Szczegóły:** 2021 : vol. 13, nr 9, art. 1709, s. 1-14, ryc., tab., bibliogr. 43 poz.

**p-ISSN:** 2073-8994

**e-ISSN:** 2073-8994

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 2.940

**Punktacja MEiN:** 70.000

**Sygnatura:** PNNP10060

29

**Autorzy:** Dziubek Wioletta, Pawlaczyk Weronika, Stefańska Małgorzata, Waligóra Joanna, Bujnowska-Fedak Maria, Kowalska Joanna.

**Tytuł oryginalny:** Evaluation of psychophysical factors in individuals with frailty syndrome following a 3-month controlled physical activity program

**Czasopismo:** International Journal of Environmental Research and Public Health

**Szczegóły:** 2020 : vol. 17, nr 21, art. 7804, s. 1-13, ryc., tab., bibliogr. 40 poz.

**p-ISSN:** 1661-7827

**e-ISSN:** 1660-4601

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 3.390

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP09756

30

**Autorzy:** Dziubek Wioletta, Stefańska Małgorzata, Bulińska Katarzyna, Barska Katarzyna, Paszkowski Rafał, Kropielnicka Katarzyna, Jasiński Ryszard, Rachwałik Anna, Woźniewski Marek, Szuba Andrzej.

**Tytuł oryginalny:** Effects of physical rehabilitation on spatiotemporal gait parameters and ground reaction forces of patients with intermittent claudication

**Czasopismo:** Journal of Clinical Medicine

**Szczegóły:** 2020 : vol. 9, nr 9, art. 2826, s. 1-17, ryc., tab., bibliogr. 51 poz.

**p-ISSN:** 2077-0383

**e-ISSN:** 2077-0383

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 4.242

**Punktacja MEiN:** 140.000

**Sygnatura:** PNNP09694

31

**Autorzy:** Dziubek Wioletta, Kusztal Mariusz, Ostrowska Bożena, Rogowski Łukasz, Pawlaczyk Weronika, Nowińska Katarzyna, Stefańska Małgorzata, Gołębiowski Tomasz, Krajewska Magdalena, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Ocena aktywności fizycznej za pomocą actigraphu i kwestionariusza IPAQ u pacjentów ze schyłkową niewydolnością nerek

**Tytuł całości:** W: IV Ogólnopolskie Sympozjum Rehabilitacja w Chorobach Nerek i Układu Moczowego, Kraków, 18-19 października 2019 roku : streszczenia prac

**Adres wydawniczy:** [B. m. : b. w., 2019]

**Opis fizyczny:** s. 8-9

**Konferencja/zjazd - tytuł:** Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie

**Konferencja/zjazd - miejsce i data:** Kraków : 18-19 października 2019

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie zjazdowe

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP09432

**Autorzy:** Kropielnicka Katarzyna, Dziubek Wioletta, Bulińska Katarzyna, Stefańska Małgorzata, Wojcieszczyk-Latos Joanna, Jasiński Ryszard, Pilch Urszula, Dąbrowska Grażyna, Skórkowska-Telichowska Katarzyna, Kalka Dariusz, Janus Agnieszka, Zywar Katarzyna, Paszkowski Rafał, Rachwalik Anna, Woźniewski Marek, Szuba Andrzej.  
**Tytuł oryginału:** Influence of the physical training on muscle function and walking distance in symptomatic peripheral arterial disease in elderly  
**Czasopismo:** *BioMed Research International*  
**Szczegóły:** 2018 : vol. 2018, art. 1937527, s. 1-16, rys., tab., bibliogr. 60 poz.  
**p-ISSN:** 2314-6133  
**e-ISSN:** 2314-6141  
**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł  
**Charakt. merytoryczna:** Otwarty Dostęp  
**Język publikacji:** ENG  
**Impact Factor:** 2.197  
**Punktacja MEiN:** 25.000  
**Sygnatura:** PNNP08923

33

**Autorzy:** Dziubek Wioletta, Bulińska Katarzyna, Stefańska Małgorzata, Woźniewski Marek, Kropielnicka Katarzyna, Jasiński Tomasz, Jasiński Ryszard, Pilch Urszula, Dąbrowska Grażyna, Skórkowska-Telichowska Katarzyna, Wojcieszczyk-Latos Joanna, Kalka Dariusz, Janus Agnieszka, Zywar Katarzyna, Paszkowski Rafał, Szuba Andrzej.  
**Tytuł oryginału:** Peripheral arterial disease decreases muscle torque and functional walking capacity in elderly  
**Czasopismo:** *Maturitas*  
**Szczegóły:** 2015 : vol. 81, nr 4, s. 480-486, tab., bibliogr. 30 poz.  
**p-ISSN:** 0378-5122  
**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł  
**Język publikacji:** ENG  
**Impact Factor:** 3.120  
**Punktacja MEiN:** 35.000  
**Sygnatura:** PNNP07361

34

**Autorzy:** Ptak A, Konieczny Grzegorz, Stefańska Małgorzata.  
**Tytuł oryginału:** The influence of short-term Kinesiology Taping on force-velocity parameters of the rectus abdominis muscle  
**Czasopismo:** *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*  
**Szczegóły:** 2013 : vol. 26, nr 3, s. 291-297, ryc., tab., bibliogr. 24 poz.  
**p-ISSN:** 1053-8127  
**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł  
**Język publikacji:** ENG  
**Impact Factor:** 1.041  
**Punktacja MEiN:** 20.000  
**Sygnatura:** PNNP06562

35

**Autorzy:** Skrzek Anna, Stefańska Małgorzata.  
**Tytuł oryginału:** Analysis of muscle force-velocity parameter changes in elderly women resulting from physical activity - in continuous examinations  
**Czasopismo:** *Educational Gerontology*  
**Szczegóły:** 2012 : vol. 38, nr 12, s. 867-876, tab., bibliogr. 29 poz.  
**p-ISSN:** 0360-1277  
**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł  
**Język publikacji:** ENG  
**Impact Factor:** 0.349  
**Punktacja MEiN:** 20.000  
**Sygnatura:** PNNP05857

**Autorzy:** Adamowicz Sławomir, Stefańska Małgorzata, Dominiak Piotr.

**Tytuł oryginalny:** Ocena symetryczności obciążenia kończyn dolnych pacjentów ze skrótem czynnościowym po zastosowaniu jednorazowej terapii według modelu Ackermanna

**Tytuł równoległy:** Effect of load distribution on the lower extremities in patients with functional leg shortening after a single manipulation based on Ackermann's model

**Czasopismo:** Fizjoterapia

**Szczegóły:** 2012 : t.20, nr 3, s.3-10, tab. bibliogr. 21 poz. streszcz. sum.

**p-ISSN:** 1230-8323

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 5.000

**Sygnatura:** PNNP06724

37

**Autorzy:** Kobylańska Marzena, Wójcik B., Kozak A., Siódma O., Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Ocena efektywności treningu równowagi i koordynacji ruchowej u pacjentów po udarach niedokrwiennych mózgu

**Tytuł równoległy:** The effectiveness of balance and coordination training in patients after ischemic stroke

**Czasopismo:** Human Movement

**Szczegóły:** 2011, supl. 2, s.16

**Uwagi:** Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP05162

38

**Autorzy:** Kobylańska Marzena, Wójcik B., Kozak A., Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Ocena sił reakcji podłoża i symetryczności obciążania kończyn dolnych pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu

**Tytuł równoległy:** The assessment of the ground reaction force and the symmetry in weight-bearing in the lower limbs

**Czasopismo:** Human Movement

**Szczegóły:** 2011, supl. 2, s.32

**Uwagi:** Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP05171

39

**Autorzy:** Kobylańska Marzena, Wójcik B., Kozak A., Siódma O., Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Ocena skuteczności treningu z biologicznym sprzężeniem zwrotnym na symetryczność obciążenia kończyn dolnych u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu

**Tytuł równoległy:** The training with biofeedback vs. the symmetry in weight bearing in the lower limbs in patients after cerebral infarction

**Czasopismo:** Human Movement

**Szczegóły:** 2011, supl. 2, s.33

**Uwagi:** Ogólnopolska Konferencja Naukowa "Potrzeby a możliwości opieki nad osobami starszymi" 1-2 kwietnia 2011

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP05172

**Autorzy:** Malicka Iwona, Stefańska Małgorzata, Rudziak Marta, Jarmoluk Paweł, Pawłowska Katarzyna, Szczepańska-Gieracha Joanna, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** The influence of Nordic walking exercise on upper extremity strength and the volume of lymphoedema in women following breast cancer treatment

**Czasopismo:** Isokinetics and Exercise Science

**Szczegóły:** 2011 : vol.19, nr 4, s.295-304, ryc. tab. bibliogr. 42 poz.

**Uwagi:** doi: 10.3233/IES-2011-0430

**p-ISSN:** 0959-3020

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 0.349

**Punktacja MEiN:** 15.000

**Sygnatura:** PNNP05324

41

**Autorzy:** Hanuszkiewicz Justyna, Malicka Iwona, Stefańska Małgorzata, Barczyk Katarzyna, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Postawa ciała a czynność mięśni tułowia kobiet po leczeniu raka piersi

**Tytuł równoległy:** Body posture and trunk muscle activity in women following treatment of breast cancer

**Czasopismo:** Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja

**Szczegóły:** 2011 : vol.13, nr 1, s.45-57, tab. bibliogr. 22 poz. sum.

**p-ISSN:** 1509-3492

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 8.000

**Sygnatura:** PNNP05118

42

**Autorzy:** Hanuszkiewicz Justyna, Malicka Iwona, Stefańska Małgorzata, Barczyk Katarzyna, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Związek postawy ciała z czynnością mięśni tułowia kobiet po leczeniu raka piersi

**Tytuł równoległy:** Relationship between body posture and trunk muscles function in women after breast cancer treatment

**Czasopismo:** Fizjoterapia

**Szczegóły:** 2010 : t.18, supl., s.16-17

**Uwagi:** (VII Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, Wrocław 28-30 maja 2010)

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP04882

43

**Autorzy:** Malicka Iwona, Hanuszkiewicz Justyna, Stefańska Małgorzata, Barczyk Katarzyna, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Relation between trunk muscle activity and posture type in women following treatment for breast cancer

**Czasopismo:** Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation

**Szczegóły:** 2010 : vol.23, nr 1, s.11-19

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 0.292

**Punktacja MEiN:** 13.000

**Sygnatura:** PNNP04568



**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Zawadzka Dominika.

**Tytuł oryginalny:** Force-velocity parameters of knee flexors and extensors in 10-12-year-old children with spinal and knee diseases

**Czasopismo:** Human Movement

**Szczegóły:** 2009 : vol. 10, nr 2, s.144-148, ryc. tab. bibliogr. 16 poz.

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** ENG

**Punktacja MEiN:** 9.000

**Sygnatura:** PNNP04446

45

**Autorzy:** Malicka Iwona, Stefańska Małgorzata, Pawłowska Katarzyna, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Czynność mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego kobiet po leczeniu raka piersi

**Tytuł równoległy:** Elbow flexor and extensor function in women following treatment of breast cancer

**Czasopismo:** Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja

**Szczegóły:** 2009 : vol.11, nr 2, s.111-119, tab. bibliogr. 14 poz. sum.

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 9.000

**Sygnatura:** PNNP04147

46

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Rafalska Magdalena, Skrzek Anna.

**Tytuł oryginalny:** Ocena funkcjonalna mięśni działających na staw kolanowy u pacjentów w 13 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego - doniesienie wstępne

**Tytuł równoległy:** Functional assessment of knee muscles 13 weeks after anterior cruciate ligament reconstruction - pilot study

**Czasopismo:** Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja

**Szczegóły:** 2009 : vol.11, nr 2, s.145-155, tab. bibliogr. 22 poz. sum.

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 9.000

**Sygnatura:** PNNP04148

47

**Autorzy:** Ptak A., Konieczny Grzegorz, Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Próba weryfikacji oddziaływania aplikacji kinesiologii tapingu na mięsień prosty brzucha

**Tytuł równoległy:** The attempt to verify the kinesiology taping application on abdominal muscles

**Czasopismo:** Postępy Rehabilitacji

**Szczegóły:** 2009 : t.23, nr 2, s.134-135

**Uwagi:** I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL, ENG

**Sygnatura:** PNNP04378

48

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Malicka Iwona, Skrzek Anna, Zawadzka Dominika.

**Tytuł oryginalny:** Własności siłowo-prędkościowe mięśni tułowia u dzieci 9-12-letnich z bocznym skrzywieniem kręgosłupa pierwszego stopnia

**Czasopismo:** Postępy Rehabilitacji

**Szczegóły:** 2009 : t.23, nr 2, s.126

**Uwagi:** I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP04479

**Autorzy:** Malicka Iwona, Rudziak M., Jarmoluk P., Pawłowska Katarzyna, Jasiński Ryszard, Stefańska Małgorzata, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Wpływ treningu marszowego o charakterze nordic walking na sprawność kończyny górnej oraz stan obrzęku chłonnego u kobiet po leczeniu raka piersi

**Czasopismo:** Postępy Rehabilitacji

**Szczegóły:** 2009 : t.23, nr 2, s.110

**Uwagi:** I Międzynarodowy Kongres Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji i Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii "Rehabilitacja polska"

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP04477

50

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Skrzek Anna, Anwajler Joanna, Malicka Iwona, Zawadzka Dominika, Dziubek-Rogowska Wioletta.

**Tytuł oryginalny:** Czynność mięśni tułowia u dziewcząt z bocznym idiopatycznym skrzywieniem kręgosłupa I°

**Tytuł równoległy:** Trunk muscles function in girls with idiopathic scoliosis I°

**Czasopismo:** Acta Bio-Optica et Informatica Medica

**Szczegóły:** 2008 : vol.14, nr 2, s.116-119, ryc. tab. bibliogr. 20 poz.

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL

**Punktacja MEiN:** 4.000

**Sygnatura:** PNNP03784

51

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata, Rafalska Magdalena, Skrzek Anna.

**Tytuł oryginalny:** Ocena funkcjonalna mięśni działających na staw kolanowy u pacjentów w 13 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego - doniesienie wstępne

**Czasopismo:** Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja

**Szczegóły:** 2008 : vol.10, suppl.3, s.25

**Uwagi:** (VIII Interdyscyplinarny Kongres Naukowy "Nowe kierunki i metody diagnostyki i leczenia schorzeń i obrażeń narządu ruchu, 21-22 listopada 2008, Warszawa)

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP03971

52

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Force - angle and force - time characteristics of human upper extremity muscles

**Czasopismo:** Biology of Sport

**Szczegóły:** 2006 : vol.23, nr 4, s.389-399, ryc. tab. bibliogr. 24 poz.

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 0.062

**Punktacja MEiN:** 10.000

**Sygnatura:** PNNP02787

53

**Autorzy:** Malicka Iwona, Pawłowska Katarzyna, Stefańska Małgorzata, Chwalczyńska Agnieszka, Woźniewski Marek.

**Tytuł oryginalny:** Wpływ ćwiczeń w wodzie na czynność mięśni szkieletowych kobiet po leczeniu raka piersi : doniesienie wstępne

**Tytuł równoległy:** The effect of water exercise on muscle functions in women after mastectomy : pilot study

**Czasopismo:** Fizjoterapia

**Szczegóły:** 2006 : vol.14, nr 2, s.57-63, tab. bibliogr. 23 poz.

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 3.000

**Sygnatura:** PNNP02655

**Autorzy: Stefańska Małgorzata, Zawadzka Dominika.**

**Tytuł oryginalny:** Ocena parametrów siłowo-prędkościowych mięśni prostowników stawu kolanowego u dzieci z bocznym skrzywieniem kręgosłupa I°

**Tytuł równoległy:** Assessment of force-velocity parameters of knee extensors in children with first-degree scoliosis

**Czasopismo: Fizjoterapia Polska**

**Szczegóły:** 2006 : vol. 6, nr 3, s. 228-232, ryc., tab., bibliogr. 15 poz., sum.

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL

**Punktacja MEiN:** 5.000

**Sygnatura:** PNNP02687

55

**Autorzy: Stefańska Małgorzata, Zawadzka Dominika, Skrzek Anna.**

**Tytuł oryginalny:** Izokinetyka - metoda dynamicznej oceny stanu układu mięśniowego

**Tytuł równoległy:** Isokinetics - method of dynamic evaluation of the human muscular system

**Czasopismo: Rehabilitacja Medyczna**

**Szczegóły:** 2006 : t.10, nr spec., s.49

**Uwagi:** XII Sympozjum Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji "Ocena skuteczności rehabilitacji medycznej oparta na dowodach naukowych", Kraków, 22-24.09.2006

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP02616

56

**Autorzy: Malicka Iwona, Stefańska Małgorzata, Pawłowska Katarzyna, Chwalczyńska Agnieszka, Woźniewski Marek.**

**Tytuł oryginalny:** Wpływ ćwiczeń w wodzie na parametry siłowo-prędkościowe mięśni kobiet po leczeniu raka piersi : doniesienie wstępne

**Czasopismo: Fizjoterapia**

**Szczegóły:** 2005 : t.13, nr 2, supl.1, s.39

**Uwagi:** V Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 20-21 maja 2005 r. Wrocław

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP01776

57

**Autorzy: Stefańska Małgorzata, Skolimowski Tadeusz, Zawadzka Dominika.**

**Tytuł oryginalny:** Ocena siły mięśni kończyn dolnych dzieci z koślawością stawów kolanowych - badania pilotażowe

**Tytuł równoległy:** Lower limbs' muscle force assessment in children with knock-knees - a pilot study

**Czasopismo: Fizjoterapia**

**Szczegóły:** 2004 : t.12, nr 3, s.5-10, ryc. tab. bibliogr. 12 poz. sum.

**Uwagi:** Sygnatura czasopisma: P C.182 III

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 3.000

**Sygnatura:** PNNP01477

58

**Autorzy: Stefańska Małgorzata.**

**Tytuł oryginalny:** Muscular force-velocity parameters during single joint and multiple joint sagittal activities of the upper limb

**Czasopismo: Isokinetics and Exercise Science**

**Szczegóły:** 2004 : vol.12, nr 2, s.117-125, ryc. tab. bibliogr. 18 poz.

**Charakt. formalna:** zagraniczny artykuł

**Język publikacji:** ENG

**Impact Factor:** 0.196

**Punktacja MEiN:** 7.000

**Sygnatura:** PNNP01210

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Charakterystyki siłowe mięśni kończyny górnej studentów wychowania fizycznego

**Tytuł równoległy:** Force characteristics of upper extremity muscles of physical education students

**Czasopismo:** Wychowanie Fizyczne i Sport

**Szczegóły:** 2004 : t.48, nr 4, s.325-329, ryc. tab. bibliogr. 17 poz.

**Uwagi:** Sygnatura czasopisma: P C.884 II

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 2.000

**Sygnatura:** PNNP01484

60

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Metody wyznaczania charakterystyk siłowo-prędkościowych mięśni kończyny górnej

**Tytuł równoległy:** Methods of determination of the force-velocity parameters of upper limb's muscles

**Czasopismo:** Fizjoterapia

**Szczegóły:** 2003 : t.11, nr 2, s.96-102, ryc. bibliogr. 10 poz.

**Uwagi:** Sygnatura czasopisma: P C.182 III

**Charakt. formalna:** polski artykuł

**Język publikacji:** POL, ENG

**Punktacja MEiN:** 3.000

**Sygnatura:** PNNP00446

61

**Autorzy:** Stefańska Małgorzata.

**Tytuł oryginalny:** Metody wyznaczania charakterystyk siłowo-prędkościowych mięśni kończyny górnej

**Czasopismo:** Fizjoterapia

**Szczegóły:** 2003 : t.11, nr 2, supl.1, s.49

**Uwagi:** Sygnatura czasopisma: P C.182 III

**Charakt. formalna:** polskie streszczenie w czasopiśmie

**Język publikacji:** POL

**Sygnatura:** PNNP00447

Ośrodek Informacji Naukowej  
AWF Wrocław

09.03.2023

*Agnieszka Krawiec*



## Wynik wyszukiwania

**Zapytanie:** LISOWSKA MAŁGORZATA

Liczba odnalezionych rekordów: **5**

1/5

**Autorzy:** Woźniewski Marek, Chwałczyńska Agnieszka, Lisowska Małgorzata, Malicka Iwona.  
**Tytuł:** Wpływ rozwoju rehabilitacji w onkologii na ruchomość i obrzęk chłonny kończyny górnej u kobiet w podeszłym wieku po doszczętnym leczeniu raka sutka  
**Sygnatury:** Pr.Np.-5806.  
**Identyfikator:** 31--00000-05806.  
**Liczba egzemplarzy:** 1.  
**Język:** POLSKI (dokumentu).  
**Uwagi:** // W: III [Trzecie] Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 25-26 maja 2001, Wrocław : streszczenia. - Wrocław : Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego, 2001. - S.15.  
**Konferencja:** "III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii", od 25.05.2001 do 26.05.2001.  
**Typ publikacji:** (mat.z konf.(referat), streszczenie)  
**Indeks rzeczowy:** Konferencje, \*Rehabilitacja, \*Onkologia, \*Nowotwory, \*Płeć żeńska, \*Mastektomia, \*Kończyna górna, \*Obrzęk

2/5

**Autorzy:** Skrzek Anna, Woźniewski Marek, Zagrobelny Zdzisław, Lisowska Małgorzata.  
**Tytuł:** Kształtowanie parametrów prędkościowo-siłowych mięśni pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej  
**Sygnatury:** Pr.Np.-5811.  
**Identyfikator:** 31--00000-05811.  
**Liczba egzemplarzy:** 1.  
**Język:** ANGIELSKI (dokumentu).  
**Uwagi:** // W: III [Trzecie] Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 25-26 maja 2001, Wrocław : streszczenia. - Wrocław : Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego. - 2001. - S.22.  
**Konferencja:** "III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii", od 25.05.2001 do 26.05.2001.  
**Typ publikacji:** (mat.z konf.(referat), streszczenie)  
**Indeks rzeczowy:** Konferencje, \*Fizjoterapia, \*Krioterapia, \*Układ ruchu, \*Mięśnie

3/5

**Autorzy:** Chwałczyńska Agnieszka, Woźniewski Marek, Lisowska Małgorzata, Malicka Iwona.  
**Tytuł:** Wpływ wtórnego obrzęku chłonnego na ruchomość kończyny górnej u kobiet powyżej 60 roku życia po mastektomii  
**Sygnatury:** Pr.Np.-5821.  
**Identyfikator:** 31--00000-05821.  
**Liczba egzemplarzy:** 1.  
**Język:** POLSKI (dokumentu).  
**Uwagi:** // W: III [Trzecie] Międzynarodowe Dni Fizjoterapii, 25-26 maja 2001, Wrocław : streszczenia. - Wrocław : Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego, 2001. - S.43.  
**Konferencja:** "III Międzynarodowe Dni Fizjoterapii", od 25.05.2001 do 26.05.2001.  
**Typ publikacji:** (mat.z konf.(referat), streszczenie)  
**Indeks rzeczowy:** Konferencje, \*Fizjoterapia, \*Onkologia, \*Kończyna górna, \*Obrzęk, \*Mastektomia, \*Osoby starsze, \*Płeć żeńska

**Autorzy:** Skrzek Anna, Woźniewski Marek, Zagrobelny Zdzisław, Lisowska Małgorzata.  
**Tytuł:** Kształtowanie parametrów prędkościowo-siłowych mięśni pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej u chorych z przewlekłymi schorzeniami układu ruchu  
**Język:** POLSKI (dokumentu).  
**Uwagi:** // Fizjoterapia. - 2001, t.9, nr 2, s.12-17, ryc. tab. bibliogr. 15 poz. sum.  
**Czasopismo:** Fizjoterapia  
**Typ publikacji:** (Artykuł, oryginalne, polskie)  
**Indeks rzeczowy:** Fizjoterapia, \*Krioterapia, \*Układ ruchu, \*Mięśnie, \*Siła mięśniowa, \*Ból

**Autorzy:** Woźniewski Marek, Malicka Iwona, Rożek-Mróż Krystyna, Chwałczyńska Agnieszka, Lisowska Małgorzata.  
**Tytuł:** Czynnościowe następstwa leczenia raka piersi na przestrzeni ostatnich 20 lat  
**Sygnatury:** Pr.Np.-5242.  
**Identyfikator:** 31--00000-05242.  
**Liczba egzemplarzy:** 1.  
**Język:** POLSKI (dokumentu).  
**Uwagi:** // W: II Ogólnopolska Konferencja : Diagnostyka i Leczenie Raka Piersi, Warszawa - Falenty, 22-24 marca 2001 r. : streszczenia. - Warszawa : PTOK, 2001. - S.46.  
**Konferencja:** "Diagnostyka i leczenie raka piersi", od 22.03.2001 do 24.03.2001, Warszawa - Falenty.  
**Typ publikacji:** (mat.z konf.(referat), streszczenie)  
**Indeks rzeczowy:** Konferencje, \*Medycyna, \*Onkologia, \*Płeć żeńska, \*Nowotwory, \*Mastektomia, \*Leczenie

STUDIA I MONOGRAFIE  
AKADEMII WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
IM. POLSKICH OLIMPIJCZYKÓW  
WE WROCŁAWIU



PODPIS ZAUFANY

MAŁGORZATA  
STEFAŃSKA

12.03.2023 14:16:46 [GMT+1]

Dokument podpisany elektronicznie  
podpisem zaufanym

NR 142

Małgorzata Stefańska

**IDENTYFIKACJA ZGODNOŚCI  
IZOKINETYCZNYCH POMIARÓW  
CECH FIZYCZNYCH WYBRANYCH GRUP MIĘŚNI  
W BADANIACH WIELOKROTNYCH**

WROCŁAW 2023

KOMITET WYDAWNICZY

Wojciech Cieśliński  
Gabriel Łasiński  
Krzysztof Maćkała  
Jarosław Marusiak  
Eugenia Murawska-Ciałowicz  
Andrzej Pawłucki  
Małgorzata Sekułowicz  
Tomasz Sipko  
Sławomir Winiarski (przewodniczący)

RECENZENT

Krzysztof Buśko

KOREKTA I SKŁAD

Beata Irzykowska

© Copyright by Wydawnictwo AWF Wrocław, 2023

ISSN 0239-6009

ISBN 978-83-64354-79-3

Wydanie I



Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego  
im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu  
51-617 Wrocław, al. Ignacego Jana Paderewskiego 35  
[www.awf.wroc.pl/wydawnictwo](http://www.awf.wroc.pl/wydawnictwo)

*Certyfikat jakości na zgodność z PN-EN ISO 9001:2015, nr PW-15105-22L*

PROJEKT OKŁADKI

Agnieszka Nyklas



Książka, którą nabyłeś, jest dziełem twórcy i wydawcy. Prosimy, abyś przestrzegał praw, jakie im przysługują. Jej zawartość możesz udostępnić nieodpłatnie osobom bliskim lub osobiście znanym. Ale nie publikuj jej w internecie. Jeśli cytujesz jej fragmenty, nie zmieniaj ich treści i koniecznie zaznacz, czyje to dzieło. A kopiując jej część, rób to jedynie na użytek osobisty. Szanujmy cudzą własność i prawo. Więcej na [www.legalnakultura.pl](http://www.legalnakultura.pl)

Polska Izba Książki





3.2.3. Praca całkowita .....	77
3.2.3.1. Analiza zależności między wartościami pracy całkowitej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....	78
3.2.4. Średnia moc .....	82
3.2.4.1. Analiza zależności między wartościami średniej mocy rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....	84
3.2.5. Czas przyśpieszania ruchu .....	87
3.2.5.1. Analiza zależności między wartościami czasu przyśpieszania ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach.....	88
3.3. Pomiary cech fizycznych mięśni zginających i prostujących kończynę górną w stawie łokciowym.....	92
3.3.1. Szczytowy moment siły mięśniowej .....	94
3.3.1.1. Analiza zależności między wartościami szczytowego momentu siły mięśniowej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....	94
3.3.2. Praca maksymalna .....	99
3.3.2.1. Analiza zależności między wartościami pracy maksymalnej wykonanej w pojedynczym ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....	99
3.3.3. Praca całkowita .....	99
3.3.3.1. Analiza zależności między wartościami pracy całkowitej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....	105
3.3.4. Średnia moc .....	108
3.3.4.1. Analiza zależności między wartościami średniej mocy rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....	110
3.3.5. Czas przyśpieszania ruchu .....	110
3.3.5.1. Analiza zależności między wartościami czasu przyśpieszania ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach.....	115
4. PODSUMOWANIE .....	119
4.1. Staw kolanowy.....	119
4.2. Tułów .....	119
4.3. Staw łokciowy.....	120
5. DYSKUSJA.....	121
5.1. Zgodność pomiarów mięśni zginających i prostujących kończynę dolną w stawie kolanowym .....	126
5.2. Zgodność pomiarów mięśni zginających i prostujących tułów .....	134
5.3. Zgodność pomiarów mięśni zginających i prostujących kończynę górną w stawie łokciowym.....	140
6. WNIOSKI.....	145
7. REKOMENDACJE DLA UŻYTKOWNIKÓW SYSTEMÓW IZOKINETYCZNYCH.....	147
BIBLIOGRAFIA.....	148
WYKAZ RYCIN I TABEL.....	169
SUMMARY .....	174

## WYKAZ SKRÓTÓW I SYMBOLI

°	– stopnie (jednostka kąta)
°/s	– stopnie na sekundę (jednostka prędkości kątowej)
ACC	– czas przyśpieszania ruchu (ang. <i>acceleration time</i> )
agon	– agoniści (mięśnie agonistyczne)
ANOVA	– analiza wariancji
antag	– antagoniści (mięśnie antagonistyczne)
BMI	– wskaźnik masy ciała (ang. <i>body mass index</i> )
CI	– przedział ufności
DCC	– czas hamowania ruchu (ang. <i>deceleration time</i> )
F <sub>max</sub>	– siła maksymalna
F-v	– zależność siła–prędkość
ICC	– współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. <i>intraclass correlation coefficient</i> )
IQR	– rozstęp kwartyłowy (ang. <i>interquartile range</i> )
J	– dżul (jednostka pracy)
K	– kobiety
kg	– kilogram (jednostka masy)
kg/m <sup>2</sup>	– kilogram/metr <sup>2</sup> (jednostka wskaźnika BMI)
m	– metr (jednostka długości)
M	– mężczyźni
m/s	– metr na sekundę (jednostka prędkości liniowej)
Mm	– moment siły mięśniowej (ang. <i>torque</i> )
Mm <sub>max</sub>	– szczytowy moment siły mięśniowej (ang. <i>peak torque</i> )
Mm <sub>w</sub>	– względny moment siły mięśniowej (ang. <i>peak torque/body weight</i> )
ms	– milisekunda (jednostka czasu)
n	– liczność
N	– niuton (jednostka siły)
Nm	– niutonometr (jednostka momentu siły mięśniowej)
NS	– brak istotności statystycznej
P	– moc
P <sub>sr</sub>	– średnia moc (ang. <i>average power</i> )
p	– współczynnik istotności statystycznej
pr	– mięśnie prostujące
ROM	– zakres ruchu (ang. <i>range of movement</i> )
rw	– rotacja wewnętrzna (pronacja)
rz	– rotacja zewnętrzna (supinacja)
S	– płaszczyzna strzałkowa
SD	– odchylenie standardowe (ang. <i>standard deviation</i> )
SEM	– błąd standardowy (ang. <i>standard error of measurement</i> )
SFTR	– metoda pomiaru ruchomości stawów

$time_{M_{max}}$	– czas uzyskania szczytowego momentu siły mięśniowej (ang. <i>time to peak torque</i> )
$W$	– wat (jednostka mocy)
$W_{1/3}$	– praca wykonana w pierwszej jednej trzeciej pomiaru (ang. <i>work first third</i> )
$W_{3/3}$	– praca wykonana w ostatniej jednej trzeciej pomiaru (ang. <i>work last third</i> )
$W_f$	– zmęczenie pracą
$W_{max}$	– praca maksymalna (ang. <i>maximum total work in repetition</i> )
$W_{total}$	– praca całkowita (ang. <i>total work</i> )
$W_w$	– praca względna (ang. <i>work/body weight</i> )
$X$	– oś odciętych w kartezjańskim układzie odniesienia
$Y$	– oś rzędnych w kartezjańskim układzie odniesienia
$zg$	– mięśnie zginające
$\alpha$	– kąt w stawie
$\omega$	– prędkość kątowna

# 1. WPROWADZENIE

## 1.1. PRACA MIĘŚNI

Mięśnie szkieletowe, działając na elementy bierne układu ruchu człowieka, pełnią funkcję napędową w odniesieniu do sąsiadujących ze sobą segmentów ciała. Segmenty ciała wykonują ruch względem siebie dzięki zdolności mięśni do aktywnej zmiany swojej długości i rozwijania siły, która jest przenoszona na dźwignie kostne. Oddziałując na otoczenie, mięśnie wywołują siły reakcji. Pobudzone mięśnie szkieletowe są zdolne do wytwarzania pracy mechanicznej poprzez dokonujące się w nich przemiany elektrochemiczne. Energia chemiczna przetwarzana jest na energię mechaniczną (Bober i wsp., 1983; Bober i Zawadzki, 2003). Podstawową funkcją mięśni szkieletowych jest rozwijanie w sposób kontrolowany siły i generowanie pracy mechanicznej przez odpowiednie skracanie się w stanie obciążenia (Wilkie, 1974).

Wywierając wpływ na dźwignie kostne, mięśnie szkieletowe wykonują pracę, podczas której mogą zmieniać swoją długość lub pozostawać w długości wyjściowej. Zmiana długości mięśni podczas skurczu jest podstawowym kryterium podziału aktywności mięśniowej na pracę statyczną i dynamiczną. W trakcie pracy statycznej suma momentów sił mięśniowych jest równa sumie momentów sił zewnętrznych (Bober i Zawadzki, 2003; Knudson, 2007). Opór mięśni równoważy opór zewnętrzny, długość pracujących mięśni nie zmienia się (nie obserwuje się ruchu dźwigni), natomiast zmienne jest ich napięcie. Opisany status charakteryzuje skurcz izometryczny mięśni, w związku z czym praca statyczna często jest określana jako praca w warunkach izometrycznych.

W trakcie pracy dynamicznej mięśni suma momentów sił mięśniowych jest różna od sumy momentów sił zewnętrznych. Aktywne mięśnie zmieniają swoją długość. Obserwowane w trakcie wykonywania czynności momenty sił mięśniowych są większe lub mniejsze od działającego na mięśnie obciążenia zewnętrznego. Jednocześnie zmienia się również napięcie mięśni, co jest charakterystyczne dla skurczu aukstonicznego (mieszanego). W zależności od tego, czy generowane przez mięśnie momenty sił są większe, czy mniejsze od obciążenia zewnętrznego, praca dynamiczna klasyfikowana jest jako praca koncentryczna lub ekscentryczna.

W ruchu, w którym suma momentów sił mięśniowych jest większa od sumy momentów sił zewnętrznych, dochodzi do wytwarzania pracy kategoryzowanej jako praca koncentryczna (Bober i Zawadzki, 2003; Knudson, 2007; Özkaya i wsp., 2018). W czasie pracy koncentrycznej momenty sił mięśniowych pokonują opór zewnętrzny, zmniejsza się długość mięśni, zmienia się również ich napięcie. Praca koncentryczna nazywana jest pracą dodatnią lub postępującą. Przykładem pracy koncentrycznej jest każda aktywność mięśni polegająca na pokonywaniu oporu połączonym ze zmianą kąta w stawie.

Podczas pracy ekscentrycznej suma momentów sił mięśniowych jest mniejsza od sumy momentów sił zewnętrznych (Bober i Zawadzki, 2003; Knudson, 2007; Özkaya i wsp., 2018). W czasie pracy ekscentrycznej opór zewnętrzny jest większy od momentu siły wytwarzanego przez mięśnie. Długość mięśnia zwiększa się (mięsień jest rozciągany), zmienia się jego napięcie. Praca ekscentryczna jest nazywana ujemną lub ustępującą. Zazwyczaj wykorzystuje się ją do kontroli działania mięśni antagonistycznych w celu zachowania bezpiecznej i adekwatnej do warunków prędkości oraz siły.

Praca koncentryczna i ekscentryczna może być wykonywana zarówno w warunkach izotonicznych, jak i izokinetycznych. Aktywność w warunkach izotonicznych obejmuje zależność prędkości kątowej ruchu od kąta obrotu w stawie, przy stałym momencie siły działającym podczas całego ruchu. Obciążenie w czasie pełnego zakresu ruchu, pod postacią obciążenia zewnętrznego składającego się z ciężaru segmentu biorącego udział w zadanej aktywności i ciężaru obiektu zewnętrznego, jest stałe. Pomiary prowadzone w warunkach izotonicznych wykonuje się za pomocą dynamometru izotonicznego i dotyczą one zmiany prędkości ruchu w zależności od kąta obrotu w stawie (Hislop i Perrine, 1967; Davies, 1992).

Aktywność w warunkach izokinetycznych opisuje zależność momentu siły mięśniowej od kąta obrotu w stawie, przy stałej prędkości kątowej ruchu. Podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych ruch odbywa się ze stałą, zadaną prędkością limitującą możliwości siłowe mięśni. Pomiary w warunkach izokinetycznych wykonuje się przy użyciu dynamometru izokinetycznego. Mierzona jest zmiana momentów sił mięśniowych w zależności od kąta obrotu w stawie (Hislop i Perrine, 1967; Davies, 1992; Dvir, 2004).

Porównanie pracy mięśni w warunkach izotonicznych i izokinetycznych przedstawiono na rycinie 1.

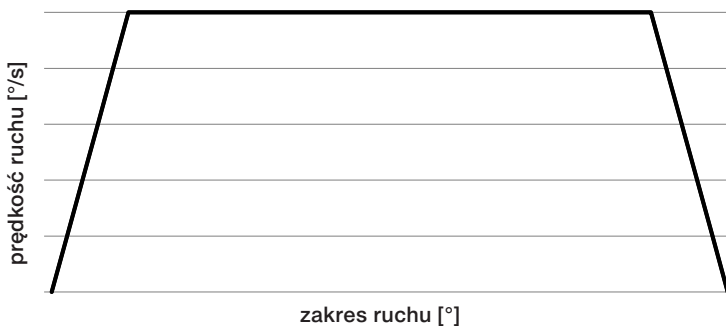
CECHY RUCHU	WARUNKI IZOTONICZNE	WARUNKI IZOKINETYCZNE
stała	ciężar zewnętrzny [kg]	prędkość kątowa ruchu [°/s lub rad/s]
zmienna	prędkość ruchu [°/s lub rad/s] kąt w stawie [°]	moment siły [Nm] kąt w stawie [°]
dynamometr	izotoniczny	izokinetyczny

Rycina 1. Praca mięśni w warunkach izotonicznych i izokinetycznych

## 1.2. BADANIE RUCHU W WARUNKACH IZOKINETYCZNYCH

Koncepcję pracy mięśni w trybie stałej prędkości ruchu po raz pierwszy przedstawili Hislop i Perrine w 1967 r. w publikacji *The isokinetic concept of exercise*. W przeciwieństwie do ogólnie stosowanego ruchu w warunkach izotonicznych, autorzy zaproponowali ćwiczenia z kontrolą prędkości realizowaną za pomocą specjalnego dynamometru. Nową koncepcji stanowiło wprowadzenie obciążenia, które nie było powiązane z żadnym z dotychczas wykorzystywanych czynników, takich jak grawitacja lub tarcie, ale wynikało z mechanicznego procesu pochłaniania energii przez urządzenie izokinetyczne w celu utrzymania stałej prędkości ruchu. W ćwiczeniach izokinetycznych urządzenie mechanicznie uniemożliwia wykonanie ruchu z prędkością większą od zadanej. Generowana przez urządzenie energia zostaje przekształcona na siłę oporu, zawsze proporcjonalną do wielkości wejściowej, którą stanowi siła mięśniowa. W efekcie opór dostosowuje się do zmian poziomu siły mięśni w wyznaczonym zakresie ruchu. W wartościach brzegowych zakresu ruchu, gdy mięśnie mają mniejszą sprawność mechaniczną, opór jest mniejszy. Podczas ruchu wzrasta, dostosowując się do mechanicznych możliwości mięśni zależnych m.in. od kąta w stawie. W konsekwencji praca mięśni w trybie izokinetycznym umożliwia maksymalne ich obciążenie w całym przebiegu ruchu. Dodatkowo warunki izokinetyczne, dzięki kontroli i celowemu dozowaniu prędkości ruchu, umożliwiają rozwijanie większej mocy poprzez aktywne i maksymalne obciążenie mięśni w całym zakresie ruchu (Hislop i Perrine, 1967).

Praca dynamiczna w warunkach izokinetycznych wymaga zastosowania stałej prędkości kątowej ruchu kontrolowanej przez dynamometr izokinetyczny w celu ustalenia wielkości obciążenia mięśni (ryc. 2). W uproszczeniu, praca dynamometru izokinetycznego polega na nakładaniu blokady na prędkości większe od zadanej. Warunki izokinetyczne pracy są zapewnione jedynie wtedy, gdy podczas każdej czynności ruchowej obowiązuje imperatyw wyzwania



Rycina 2. Zależność między prędkością kątową ruchu a kątem obrotu w stawie (ROM) podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych

jak największej siły w jak najkrótszym czasie. Oznacza to, że każdy ruch powinien być wykonywany z jak największą prędkością, a ponieważ blokowane są prędkości większe od zadanej, niemal cała czynność odbywa się z prędkością oczekiwaną.

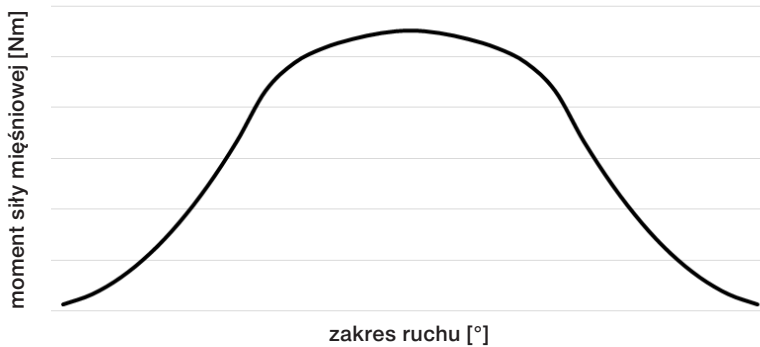
Prędkość ruchu nie jest stała przez cały czas trwania aktywności, nawet jeśli zostaną spełnione wszelkie założenia warunków izokinetycznych (ryc. 3). Na początku czynności następuje zwiększanie jej tempa – jest to czas przyśpieszania ruchu (*acceleration time*), w którym jego prędkość rośnie od zera do wartości zadanej. Gdy zostanie osiągnięta właściwa prędkość, ruch odbywa się z zachowaniem stałej jej wartości. W końcowej części ruchu następuje hamowanie, czyli zmniejszanie zadanej prędkości aż do chwili zatrzymania ruchu (do zera). Jest to tzw. czas hamowania/opóźniania (*deceleration time*). Stała prędkość ruchu jest zatem utrzymywana przez większą część aktywności. Czas przyśpieszania i opóźniania ruchu jest bardzo krótki. Wynosi od kilku do kilkunastu milisekund. Przyśpieszanie i hamowanie są tym krótsze, im mniejsza jest zadana prędkość ruchu i im większa jest sprawność układu proprioceptywnego badanej osoby.



Rycina 3. Prędkość ruchu podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych

W izokinetycznych warunkach ruchu odbywającego się ze stałą zadaną prędkością analizowana zależność przybiera postać relacji między sumą momentów sił generowanych przez mięśnie a kątem obrotu w stawie. Przy spełnionym założeniu, że każdy ruch jest wykonywana z maksymalnym zaangażowaniem siłowym mięśni (maksymalny moment siły) i w jak najkrótszym czasie (maksymalna prędkość ruchu) obserwowana zależność przybiera postać krzywej zbliżonej kształtem do paraboli o ramionach skierowanych w dół (ujemny współczynnik kierunkowy równania krzywej). Na początku ruchu, wraz ze zmianą kąta w stawie, obserwuje się szybki wzrost wartości momentu siły mięśniowej.

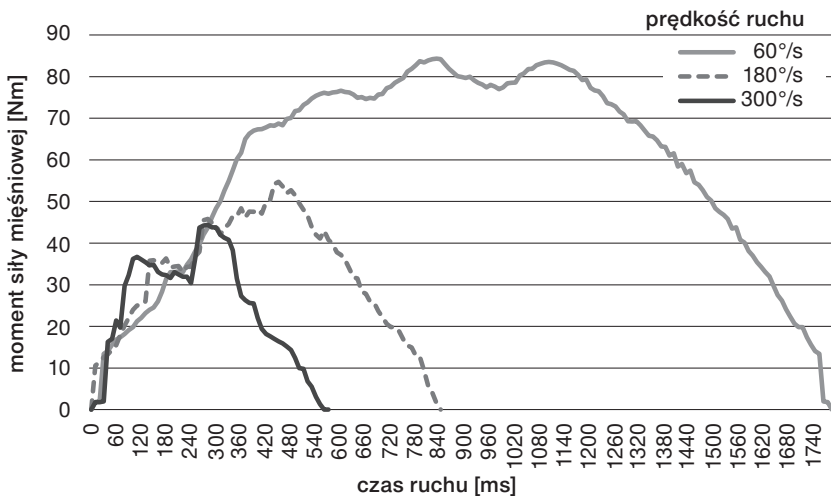




Rycina 4. Zależność między momentem siły mięśniowej a kątem obrotu w stawie podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych

Następnie tempo tego wzrostu ulega spowolnieniu, dochodzi do osiągnięcia maksimum, czyli szczytowego momentu siły, po którym jego wartości zaczynają się zmniejszać, dochodząc do zera, które jest rejestrowane w chwili zakończenia ruchu (ryc. 4).

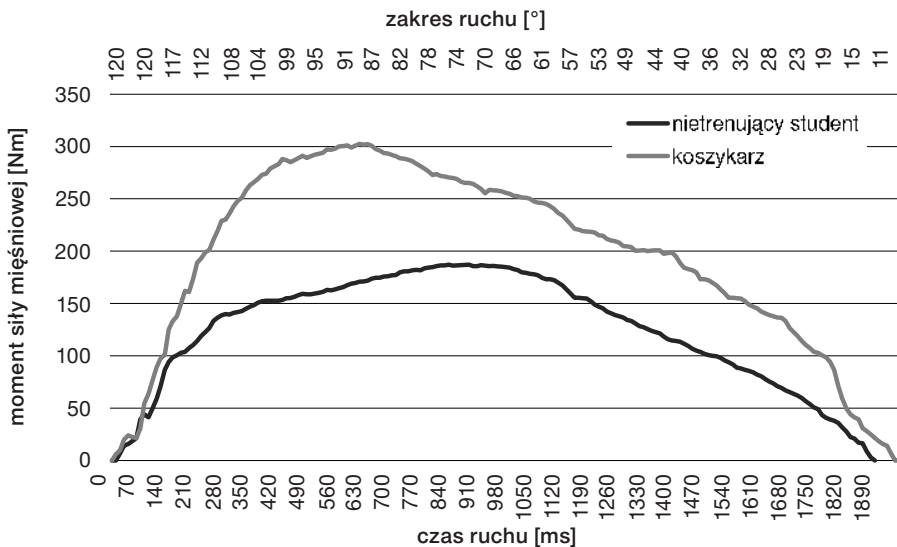
Tempo przyrostu i spadku wartości momentów sił mięśniowych w czasie (wraz ze zmianą kąta w stawie), a także uzyskiwanych wartości maksymalnych są zależne od wielu czynników. W warunkach izokinetycznych dominujący wpływ na przebieg zależności  $Mm(\alpha)$  ma prędkość ruchu powiązana ze stopniem obciążenia mięśni. Im mniejsza jest prędkość ruchu, tym obciążenie mięśni jest większe, ruch wymaga dłuższego czasu do osiągnięcia wartości maksymalnych, wyższe są też szczytowe wartości momentu siły. Na rycinie 5 przedstawiono zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas czynności



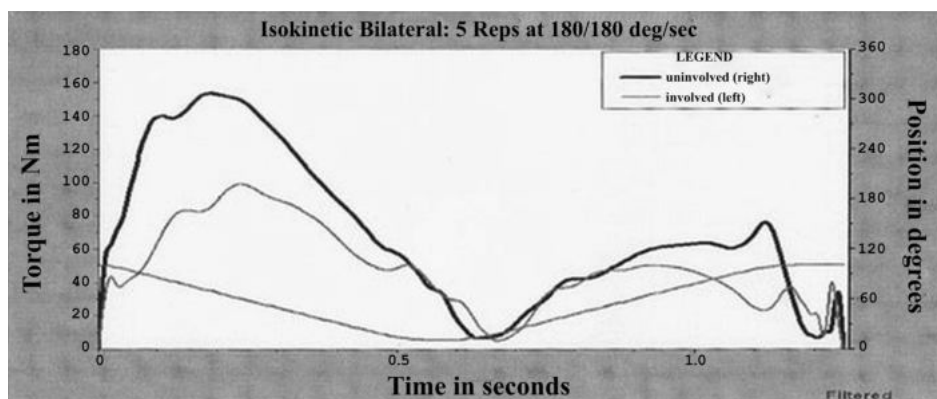
Rycina 5. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas ruchu prostowania stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od zadanej prędkości ruchu (badania własne)

prostowania stawu kolanowego rejestrowane przy użyciu dynamometru izokinetycznego w ruchu z prędkością 60°/s, 180°/s i 300°/s. Najwyższe wartości szczytowego momentu siły zaobserwowano przy prędkości ruchu 60°/s, czyli wtedy, gdy obciążenie mięśni było największe. Im większa była zadana prędkość ruchu, tym rejestrowane wartości maksymalne były niższe, krótszy był też czas potrzebny do ich osiągnięcia.

Wiek, stopień wytrenowania mięśni oraz możliwości siłowe osób wykonujących zadanie ruchowe mają również istotny wpływ na przebieg zależności  $Mm(\alpha)$ . Im większa jest sprawność układu ruchu, tym większe są jego możliwości siłowe, które w izokinetyce przejawiają się wyższymi wartościami maksymalnymi (momentów siły, pracy, mocy) oraz krótszym czasem przyrostu i spadku wartości momentów sił mięśniowych. Na rycinie 6 przedstawiono przebieg zmian wartości momentów sił w czasie zarejestrowany u dwóch zdrowych osób w tym samym wieku: nietrenującego studenta Wydziału Fizjoterapii AWF i koszykarza trenującego pięć razy w tygodniu. W pomiarze mięśni prostujących staw kolonowy dominującej kończyny dolnej, prowadzonym w warunkach izokinetycznych zadaną prędkością ruchu 60°/s, u obu mężczyzn zaobserwowano znacząco różny przebieg krzywych opisujących zależność  $Mm(\alpha)$  związany z różnym poziomem możliwości siłowych badanych osób. Układ obu przedstawionych krzywych może stanowić dowód na to, że pomiary izokinetyczne mogą być dobrym narzędziem do oceny poziomu wytrenowania oraz możliwości siłowych i wytrzymałościowych mięśni.



Rycina 6. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas ruchu prostowania stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych ( $\omega = 60^\circ/\text{s}$ ) w zależności od stopnia wytrenowania badanych osób (badania własne)



Rycina 7. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas pracy mięśni stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od stanu układu ruchu (protokół wyników badań własnych, Biodex System)

Zależność  $Mm(\alpha)$  w znaczącym stopniu jest uwarunkowana stanem układu ruchu. Nawet niewielki deficyt w zakresie siły mięśni lub dolegliwości bólowe związane z urazem czy procesami zwyrodnieniowymi zmieniają przebieg krzywej opisującej tę zależność. Na rycinie 7 przedstawiono wyniki pomiarów mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym u pacjenta w dwunastym tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Krzywa uzyskana dla kończyny lewej (po zabiegu rekonstrukcji) jest znacząco obniżona w porównaniu z krzywą wytyczoną dla kończyny zdrowej (prawej), zarówno w odniesieniu do mięśni prostujących, jak i zginających staw kolanowy. W pomiarze tym deficyt wartości szczytowego momentu siły mięśniowej oraz wykonanej pracy kończyny po zabiegu, zarówno dla mięśni prostujących, jak i mięśni zginających staw kolanowy, wynosił około 35%.

Deficyt, czyli różnica procentowa pomiędzy analizowanymi wielkościami, wyliczany jest standardowo według wzoru (1) (Dvir, 2004):

$$\text{Deficyt [\%]} = \frac{\text{wartość dla kończyny zdrowej} - \text{wartość dla kończyny osłabionej}}{\text{wartość dla kończyny zdrowej}} \cdot 100 \quad (1)$$

Pomiary izokinetyczne mogą stanowić istotny element oceny funkcji układu ruchu. Jako miara poziomu sprawności mięśni najczęściej wykorzystywane są wartości szczytowego momentu siły mięśniowej, wykonanej pracy i wytworzonej mocy. Według Dvira (2004) różnice w poziomie siły, pracy i mocy między prawą i lewą stroną ciała większe niż 20% powinny być traktowane jako osłabienie mięśni. Poziom osłabienia określa się zazwyczaj według jednego z dwóch ogólnie przyjętych kryteriów:

- 20%–50% – osłabienie lekkie,
  - 51%–75% – osłabienie umiarkowane,
  - > 76% – osłabienie ciężkie
- lub

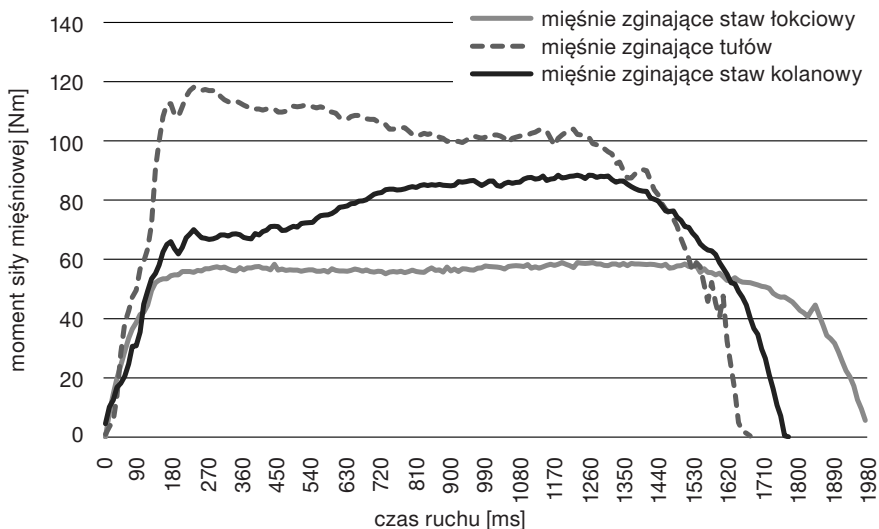
- 20%–60% – osłabienie umiarkowane,
- > 60% osłabienie ciężkie (Dvir, 2004).

Fizjologiczny deficyt wynikający z lateralizacji nie przekracza zazwyczaj 10%. Szczególną uwagę należy zwrócić na różnicę w możliwościach siłowych mieszczącą się w przedziale 10%–20%, ponieważ może ona wynikać zarówno z niewielkiego upośledzenia funkcji układu ruchu, jak i być spowodowane niesymetrycznym jego obciążaniem, np. podczas uprawiania sportów wymagających asymetrycznego obciążania mięśni. Sapega (1990) zaleca taki deficyt określać jako prawdopodobnie нефizjologiczny.

Każdy mięsień lub grupa mięśni pełniących określoną funkcję charakteryzuje się unikatowymi własnościami siłowo-prędkościowymi. Wynikają one m.in. z różnej masy mięśniowej, różnej długości mięśni, różnej ich budowy uwzględniającej również rodzaje włókien mięśniowych. Na rycinie 8 przedstawiono przebieg zmiany momentów sił w funkcji czasu w warunkach izokinetycznych różnych grup mięśni podczas ruchu wykonywanego z taką samą prędkością.

Obciążenie mięśni podczas aktywności w warunkach izokinetycznych zależy od ustalonej na dynamometrze prędkości kątowej ruchu. Prędkości klasyfikuje się jako wymagające do jej osiągnięcia małej, średniej, dużej i funkcjonalnej prędkości skurczu mięśnia. Zgodnie z podziałem zaproponowanym przez Davisa (1992) można wyróżnić prędkości:

- małe -  $1^{\circ}/s$ – $60^{\circ}/s$ ,
- duże -  $180^{\circ}/s$ – $300^{\circ}/s$ ,
- średnie -  $60^{\circ}/s$ – $180^{\circ}/s$ ,
- funkcjonalne -  $>300^{\circ}/s$ .



Rycina 8. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych w zależności od badanej grupy mięśni (badania własne)

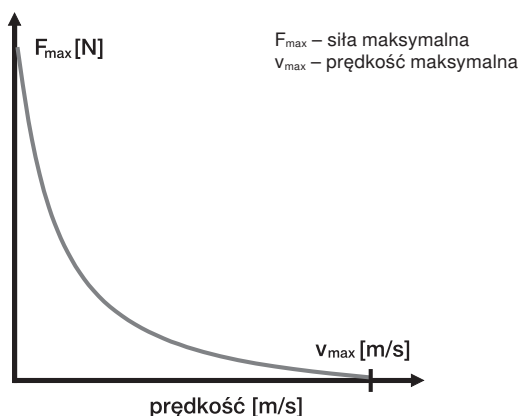
Na potrzeby testów przyjmuje się, że im większa jest prędkość ruchu, tym mniejsze jest obciążenie mięśni i tym łatwiej wykonać ruch, ale mięśnie wykazują mniejszą zdolność do generowania siły. Z kolei im mniejsza jest prędkość ruchu, tym większe obciążenie mięśni, a co za tym idzie – trudniej wykonać ruch, ale mięśnie mają większą zdolność do wytwarzania siły (Thorstensson i wsp., 1976; Campbell, 1979; Gregor i wsp., 1979; Barnes, 1980; Yates i Kamon, 1983; Davies, 1992; Dvir, 2004).

Spadek momentu siły mięśniowej wraz ze wzrostem prędkości ruchu został przypisany różnym wzorcom aktywacji neurologicznej jednostek motorycznych przy różnych prędkościach (Milner-Brown i wsp., 1975; Barnes, 1980). Zależność siły mięśni od prędkości ruchu wykorzystuje się przy doborze właściwego obciążenia dostosowanego od celu aktywności (ryc. 9) (Davies, 1992; Dvir, 2004).

Związek pomiędzy siłą mięśni a prędkością ruchu jest ogólnie znany i w dużej części zbieżny z zależnością siły wytwarzanej przez mięsień od prędkości jego skracania się, która w uproszczeniu jest relacją odwrotnie proporcjonalną (ryc. 10).

Porównywana cecha	Prędkość ruchu [°/s]		
	1–180	180–300	> 300
Obciążenie	duże	średnie	małe
Wartość momentu siły mięśniowej	duże	średnie	małe
Męczliwość mięśni	duża	średnia	mała
Przeznaczenie: charakterystyki/aktywność mięśni	siłowa	siłowo-wytrzymałościowa	wytrzymałościowa

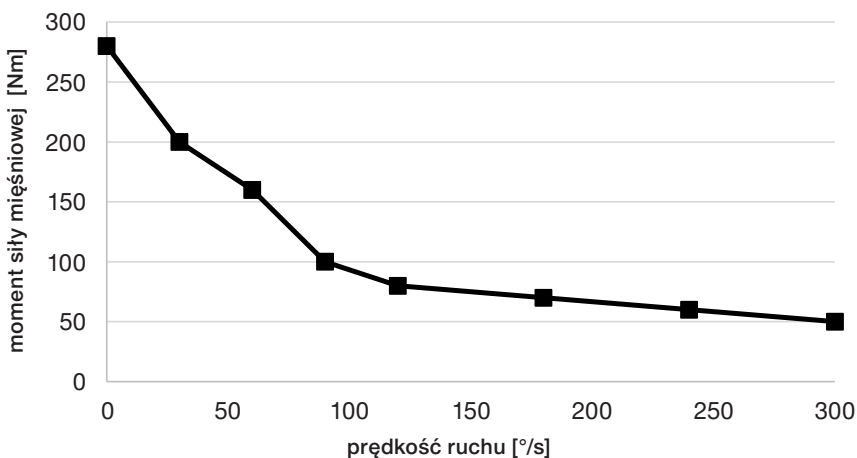
Rycina 9. Charakterystyka pracy mięśni w warunkach izokinetycznych



Rycina 10. Zależność siły mięśni od prędkości skracania się włókien mięśniowych (krzywa Hilla)

Zależność ta została po raz pierwszy zaprezentowana przez Hilla w 1953 r. w postaci tzw. krzywej Hilla i równania charakterystycznego Hilla.

Również zależność momentu siły mięśniowej od prędkości ruchu ma w uproszczeniu postać krzywej o ujemnym współczynniku kierunkowym przecinającej oś Y w punkcie 0 prezentującym wielkości momentu siły osiąganego przez mięśnie przy zerowej prędkości ruchu, czyli w statyce (ryc. 11). Krzywa  $Mm(\omega)$  dąży do przecięcia się z osią X. Im większa jest prędkość ruchu, tym wartości momentu siły są mniejsze – zbliżają się do zera, ale nigdy go nie osiągną. Przebieg zależności momentów sił od prędkości ruchu jest osobniczo zmienny, charakterystyczny dla każdego mięśnia i każdej grupy mięśni, zależny m.in. od stopnia wytrenowania mięśni, ich temperatury i długości (Dvir, 2004). W niektórych wcześniej prowadzonych badaniach dotyczących mięśni działających na staw kolanowy w płaszczyźnie strzałkowej zwracano uwagę na pewną rozbieżność w odniesieniu do krzywej wyznaczanej w warunkach *in vitro* i *in vivo* przy małych prędkościach ruchu (Moffroid i wsp., 1969; Lesmes i wsp., 1978; Perrine i Edgerton, 1978). W pomiarach *in vivo* przy małych prędkościach ruchu zaobserwowano występowanie plateau w przebiegu spadku rejestrowanych wartości szczytowego momentu siły mięśniowej wraz ze wzrostem prędkości ruchu. Przytaczane prace obejmowały mięśni działających na staw kolanowy. W badaniach Moffroid i wsp. (1969) zrównanie wartości szczytowego momentu siły dotyczyło prędkości ruchu mieszczącej się w zakresie  $0^\circ/\text{s}$ – $36^\circ/\text{s}$ , w analizach Perrine'a i Edgertona (1978) –  $0^\circ/\text{s}$ – $144^\circ/\text{s}$ , a w pracy Lesmes i wsp. (1978) –  $0^\circ/\text{s}$ – $60^\circ/\text{s}$ . Różnicę przypisano mechanizmowi neuronowemu, który ogranicza rozwój napięcia mięśniowego przy mniejszych prędkościach ruchu podczas izokinetycznej oceny zależności  $Mm(\omega)$  (Perrine i Edgerton, 1978) lub możliwej



Rycina 11. Zależności momentów sił mięśni prostujących staw kolanowy od prędkości ruchu (badania własne)

niechęci badanych do generowania większej siły przy mniejszych prędkościach ruchu (Moffroid i wsp., 1969). Baltzopoulos i Brodie (1989) zwrócili uwagę na to, że prędkość uzyskana w pomiarach *in vitro* prezentuje rzeczywistą prędkość skurczu mięśnia, podczas gdy prędkość rozwijana w pomiarach *in vivo* to prędkość kończyny poruszającej się pod wpływem działających mięśni.

### 1.3. ZMIENNE I ICH INTERPRETACJA

Wynikiem pomiaru pracy wykonanej w warunkach izokinetycznych są przebiegi czasowe momentów sił mięśniowych zmieniające się wraz ze zmianą kąta w stawie przy zadanej (stałej) prędkości ruchu (ryc. 12). Urządzenie pomiarowe dokonuje na podstawie surowych danych różnego rodzaju obliczeń i transformacji, w efekcie których powstaje raport zawierający wiele zmiennych

Knee left 60st/s  
2019-10-24 11:08:28

TIME	TORQUE	POSITION	POS (ANAT)	VELOCITY
mSec	N-M	Degrees	Degrees	DEG/SEC
0	0.0	134.1	121	0.0
10	0.9	134.2	121	0.1
20	0.0	134.2	121	0.6
30	8.8	134.2	121	0.5
40	24.1	134.2	121	1.5
50	28.1	134.3	121	8.5
60	36.5	134.4	121	18.1
70	36.1	134.7	121	30.3
80	39.1	135.2	120	44.9
90	42.7	135.8	120	58.8
100	54.9	136.4	119	60.8
110	64.1	137.0	118	60.4
120	74.6	137.6	118	60.6
130	78.9	138.2	117	60.0
140	80.8	138.9	117	60.0
150	83.4	139.5	116	60.8
160	88.4	140.1	115	60.7
170	96.0	140.7	115	60.1
180	102.1	141.3	114	60.6
190	107.3	142.0	113	60.7
200	109.4	142.6	113	60.6
210	113.0	143.2	112	60.7
220	114.6	143.8	112	60.4
230	117.6	144.4	111	60.2
240	120.4	145.0	110	60.2
250	124.5	145.6	110	60.4

Rycina 12. Przykład surowych danych uzyskanych podczas izokinetycznych testów mięśni prostujących i zginających staw kolanowy lewy wykonywanych z prędkością ruchu 60°/s (badania własne, Biodex System)



		EXTENSION 60 DEG/SEC			FLEXION 60 DEG/SEC		
# OF REPS: Right 5		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS: Left 5		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	
PEAK TORQUE	N-M	146.8	98.6	32.8	55.9	48.3	13.6
PEAK TQ/BW	%	234.2	157.4		89.3	77.1	
TIME TO PK TQ	MSEC	680.0	500.0		830.0	870.0	
ANGLE OF PK TQ	DEG	74.0	90.0		55.0	56.0	
TORQ @ 30.0 DEG	N-M	64.7	60.0	7.3	43.7	32.2	26.2
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	69.0	83.5	-21.1	18.4	20.9	-13.6
COEFF. OF VAR.	%	8.9	8.9		9.7	7.0	
MAX REP TOT WORK	J	186.4	146.9	21.2	73.5	67.2	8.5
MAX WORK REP #	#	5	2		3	3	
WRK/BODYWEIGHT	%	297.6	234.4		117.3	107.3	
TOTAL WORK	J	853.2	631.9	25.9	322.7	311.0	3.6
WORK FIRST THIRD	J	309.8	226.1		111.8	113.5	
WORK LAST THIRD	J	264.5	186.7		102.9	96.0	
WORK FATIGUE	%	14.6	17.4		8.0	15.5	
AVG. POWER	WATTS	89.3	66.1	26.0	33.5	31.4	6.1
ACCELERATION TIME	MSEC	30.0	70.0		50.0	60.0	
DECELERATION TIME	MSEC	70.0	60.0		50.0	70.0	
ROM	DEG	115.3	112.9		115.3	112.9	
AVG PEAK TQ	N-M	133.3	90.2		51.1	45.3	
AGON/ANTAG RATIO	%	38.1	49.0	G: 62.0			

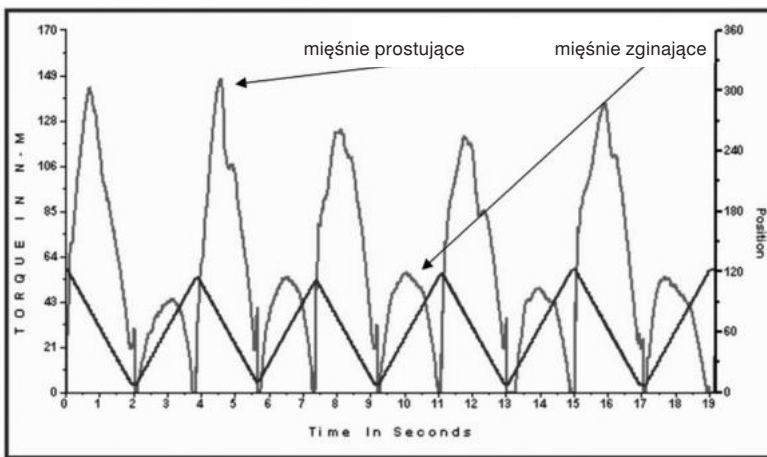
Rycina 13. Przykład raportu powstałego podczas testu mięśni prostujących i zginających staw kolany prawy i lewy wykonywanego z prędkością ruchu 60°/s (badania własne, Biodex System)

oraz porównań. Raporty mogą różnić się między sobą w zależności od wykorzystanego do badań dynamometru. Najczęściej analizowanymi zmiennymi są: szczytowy moment siły mięśniowej, praca całkowita oraz średnia moc. Poniżej omówiono cechy fizyczne uzyskane w raporcie szczegółowym (ang. *comprehensive report*) generowanym przez zestaw pomiarowy firmy Biodex (ryc. 13).



### Szczytowy moment siły mięśniowej

Podczas każdego ruchu rejestrowana jest zmiana momentu siły generowanego przez mięśnie w czasie (w funkcji kąta w stawie). Szczytowy moment siły mięśniowej ( $M_{m_{max}}$  [Nm], *peak torque*) to maksymalna wielkość wybrana z przebiegów czasowych podczas wszystkich aktywności analizowanej grupy mięśni przy zadanej prędkości ruchu (ryc. 14) (Davies, 1992; Dvir, 2004). Średni szczytowy moment siły mięśniowej (*average peak torque*) w raportach izokinetycznych oznacza wartość wyliczaną jako średnia arytmetyczna z wartości maksymalnych osiągniętych przez badaną grupę mięśni podczas wszystkich powtórzeń.



Rycina 14. Wartości szczytowego momentu siły mięśni zginających i prostujących staw kolanowy uzyskane z przebiegów czasowych momentów sił mięśniowych rejestrowanych w warunkach izokinetycznych (60°/s) (badania własne, Biodex System)

### Względny moment siły mięśniowej

Względny moment siły mięśniowej ( $M_{m_w}$  [Nm/kg lub %], *peak torque/body weight*) stanowi wartość szczytowego momentu siły przypadającą na jednostkę masy ciała (w polskim systemie metrycznym na kilogram masy ciała). Zmienna ta może być wykorzystywana do porównywania wyników osiągniętych przez różne osoby, ponieważ pozwala na uniezależnienie obserwowanych wielkości od masy ciała.

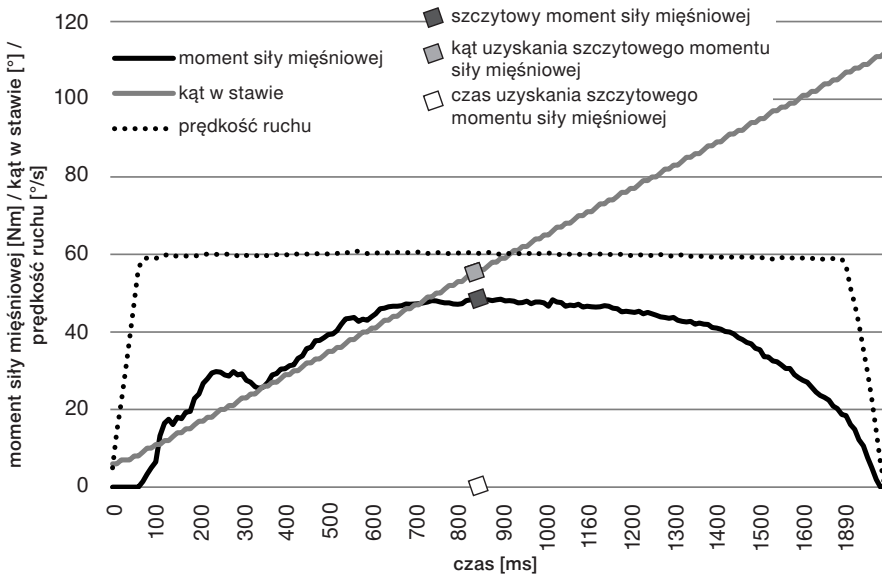
### Czas uzyskania szczytowego momentu siły mięśniowej

Czas uzyskania szczytowego momentu siły mięśniowej ( $time_{M_{m_{max}}}$  [ms], *time to peak torque*) to czas mierzony od początku ruchu do chwili osiągnięcia szczytowego momentu siły mięśniowej (ryc. 15). Porównanie  $time_{M_{m_{max}}}$  z czasem przyśpieszenia i opóźnienia ruchu pozwala na ustalenie, czy szczytowy moment

siły został uzyskany w części głównej ruchu (przy zadanej prędkości), czy w czasie jego przyspieszania lub hamowania. Im mniejsza jest prędkość ruchu, tym możliwości siłowe mięśni są większe, zatem teoretycznie wartości momentów sił mięśniowych uzyskane w czasie rozpędzania i hamowania ruchu mogą być wyższe niż podczas ruchu z zadaną prędkością. Określenie czasu potrzebnego na dojście do szczytowego momentu siły mięśniowej jest bardzo istotne przy tworzeniu charakterystyk siłowo-prędkościowych mięśni.

Kąt uzyskania szczytowego momentu siły mięśniowej

Kąt, w którym został osiągnięty szczytowy moment siły mięśniowej ( $\alpha_{M_{\text{max}}}$  [°], *angle to peak torque*), to punkt w przebiegu ruchu, w którym zarejestrowano maksymalną wartość momentu siły (ryc. 15) (Brockett i wsp., 2004; Aquino i wsp., 2010; Brughelli i wsp., 2010). Jest to optymalny punkt krzywej momentu siły w funkcji kąta w stawie do wytworzenia wartości maksymalnych. Na kąt uzyskania maksymalnego momentu siły mięśniowej wpływa prędkość kątowa ruchu. Wykazano, że podczas ruchu prostowania i zginania w stawie kolanowym w miarę zwiększania zadanej prędkości kątowej ruchu zwiększał się kąt, w którym szczytowy moment siły był osiągnięty (Moffroid i wsp., 1969; Thorstensson i wsp., 1976). Zmiana związana jest z interakcją między czynnikami fizjologicznymi, takimi jak optymalna długość mięśnia (zależność długość–napięcie), oraz czynnikami mechanicznymi (zmiany kąta między przyczepem końcowym mięśnia a ramieniem dźwigni podczas ruchu obrotowego) (Aquino i wsp., 2010;

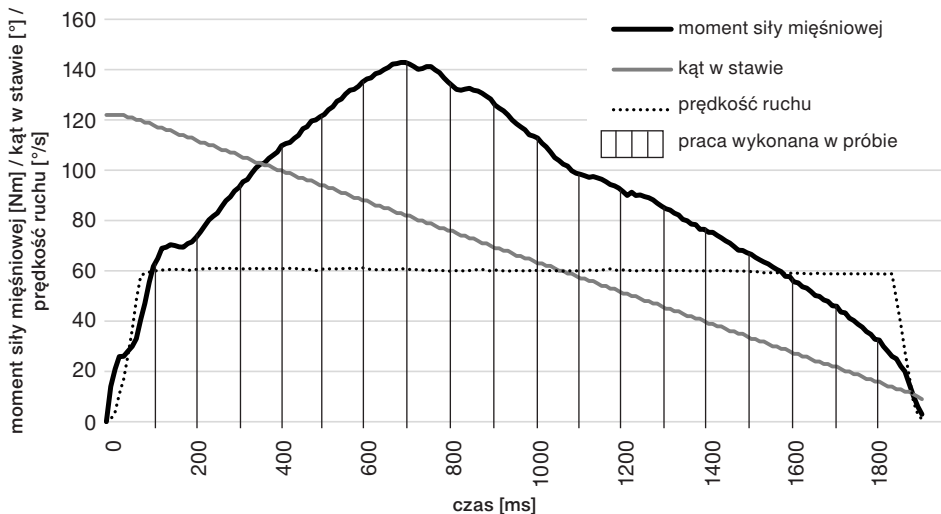


Rycina 15. Zależności momentów sił mięśni zginających staw kolanowy od czasu i kąta w stawie uzyskane w warunkach izokinetycznych przy prędkości ruchu 60°/s (badania własne)

Brughelli i wsp., 2010). Interpretacja zmiennej powinna uwzględniać nie tylko bezwzględne wielkości kątowe, ale także wartości kąta w odniesieniu do rodzaju aktywności fizycznej osób badanych oraz stanu ich układu mięśniowego. Brughelli i wsp. (2010), badając piłkarzy, stwierdzili, że otrzymane u nich wartości kąta uzyskania szczytowego momentu siły mięśni zginających staw kolanowy są znacznie mniejsze, a mięśni prostujących istotnie większe w porównaniu z wartościami rejestrowanymi wśród kolarzy. Brockett i wsp. (2004) dostrzegli również, że w mięśniach wcześniej uszkodzonych moment siły mięśniowej osiągał szczyt przy znacznie mniejszym kącie w stawie niż w przypadku mięśni nieuszkodzonych. Ponadto zauważono, że jeśli kąt uzyskania szczytowego momentu siły mięśniowej nie osiąga specyficznych dla danej dyscypliny sportowej wartości, to może to wpływać na częstsze występowanie kontuzji u zawodników (Brockett i wsp., 2004; O'Connor, 2004).

### Maksymalna praca całkowita

W warunkach izokinetycznych praca obliczana jest jako wielkość pola pod krzywą zależności momentów sił mięśniowych w funkcji przemieszczenia kątowego lub jako iloczyn średniego momentu siły i przesunięcia kątowego (ryc. 16) (Moffroid i wsp., 1969; Davies, 1992; Dvir, 2004; Amaral i wsp., 2014). Praca maksymalna ( $W_{max}$  [J], *maximum total work in repetition*) oznacza zdolność do generowania momentu siły mięśniowej w całym zakresie prowadzonego ruchu w wartościach najwyższych ze wszystkich wykonanych powtórzeń (Amaral i wsp., 2014). Amaral i wsp. (2014) dowiedli, że praca maksymalna



Rycina 16. Praca całkowita wykonana podczas pojedynczego ruchu prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym w ruchu z prędkością 60°/s (badania własne)

wytwarzana przez mięśnie powinna być systematycznie raportowana w badaniach izokinetycznych w celu oceny zdolności osiągnięcia momentów sił w całym zakresie ruchu. Wykazali, że wysokie wartości szczytowego momentu siły nie zawsze są powiązane z wartościami pracy maksymalnej. Brak związku obu zmiennych obserwuje się w sytuacji, w której osoba poddana ocenie (np. stawu kolanowego) jest w stanie wygenerować wysoki moment siły mięśniowej w danym punkcie ruchu, ale nie potrafi utrzymać tego poziomu wydajności w całym zakresie ruchu (Amaral i wsp., 2014).

### Praca całkowita

Praca całkowita ( $W_{\text{total}}$  [J], *total work*) to praca wykonana przez mięśnie podczas wszystkich monotypowych ruchów podjętych w całym zadaniu. Przykładowo, jeżeli badanie polegało na 30 naprzemiennych ruchach zginania i prostowania w stawie kolanowym, to wynikiem pomiaru będzie wartość pracy całkowitej mięśni prostujących stanowiąca sumę pracy wykonanej w każdym ruchu prostowania oraz wartość pracy całkowitej mięśni zginających wyliczona jako suma pracy wykonanej w każdym z 30 ruchów zginania.

Praca całkowita pozwala również na określenie wytrzymałości mięśni. Minimalna liczba ruchów niezbędnych do analizy wytrzymałościowej wynosi 15. Im większa i bardziej wytrenowana jest grupa mięśni, tym liczba powtórzeń powinna być większa (zwyczajowo mieści się w przedziale 15–30) (Davies, 1992; Dvir, 2004). W celu opisanie wytrzymałości badanej grupy mięśni pracę całkowitą dzieli się na trzy równe części i porównuje pracę wykonaną w pierwszej jednej trzeciej pomiaru ( $W_{1/3}$ , [J], *work first third*) z pracą zrealizowaną w ostatniej jednej trzeciej pomiaru ( $W_{3/3}$ , [J], *work last third*). Przykładowo, jeżeli w teście wykonano 30 ruchów polegających na prostowaniu stawu kolanowego, to do porównania bierze się wynik pracy wykonanej między 1 a 10 powtórzeniem oraz wynik pracy wykonanej między powtórzeniami 21 i 30. Różnica procentowa pomiędzy pracą zrealizowaną na początku i na końcu pomiaru opisywana jest jako ubytek pracy powstały na skutek zmęczenia. Deficyt w wartościach wykonanej pracy nosi nazwę zmęczenia pracą ( $W_f$ , [%], *work fatigue*). Im większa jest różnica między pracą wykonaną na początku i na końcu pomiaru, tym mniejsza jest zdolność mięśni do utrzymania pracy w czasie, szybsza ich męczliwość i mniejsza wytrzymałość. Zarówno wartości pracy całkowitej, jak i zmęczenia pracą obarczone są dość dużym ryzykiem błędu. Jedynie zrealizowanie zadania ruchowego ze stuprocentowym zaangażowaniem siłowym mięśni w każdym wykonanym ruchu może dać wynik rzetelny, ukazujący prawdziwą zdolność mięśni do utrzymania pracy w czasie.

### Praca względna

Praca względna ( $W_w$  [J/kg lub %], *work/body weight*) wyliczana jest jako wartość pracy maksymalnej przypadająca na jednostkę masy ciała (w polskim systemie metrycznym na kilogram masy ciała). Podobnie jak wartość względnego momentu siły mięśniowej, zmienna ta umożliwia uniezależnienie wyników od masy ciała, a także porównywanie danych zebranych u różnych osób poddanych ocenie.

### Moc średnia

Moc rozwijaną przez mięsień definiuje się jako ilość pracy wykonanej w jednostce czasu. W pomiarach z wykorzystaniem dynamometru izokinetycznego średnia moc ( $P_{sr}$  [W], *average power*) obliczana jest przez podzielenie pracy wykonanej podczas jednego powtórzenia przez czas trwania ruchu. Moc chwilowa to wskaźnik pokazujący, jak mięsień pracuje w danym momencie podczas ruchu (Moffroid i wsp., 1969).

Zdolność mięśni do wytwarzania mocy zmienia się wraz ze zmianą prędkości ruchu. Moc mechaniczna, jaką może rozwijać mięsień, osiąga maksimum w punkcie odpowiadającym mniej więcej jednej trzeciej maksymalnej siły mięśni i maksymalnej prędkości ruchu (Wilkie, 1974). W pomiarach izokinetycznych wytwarzanie mocy, w przeciwieństwie do momentu siły mięśniowej, wzrasta wraz ze wzrostem prędkości kątowej ruchu (Osternig, 1986). Perrine i Ederton (1978) oraz Coyle i wsp. (1979) wykazali wzrost generowanej mocy wraz ze wzrostem prędkości do około 200%/s. Przy większych prędkościach ruchu obserwowano zmniejszanie się wartości mocy (Perrine i Edgerton, 1978; Coyle i wsp., 1979).

### Czas przyśpieszania i opóźniania ruchu

Czas przyśpieszania ruchu (ACC [ms], *acceleration time*) to czas mierzony od początku ruchu do chwili uzyskania zadanej prędkości, a czas opóźniania (hamowania) ruchu (DCC [ms], *deceleration time*) to przedział obejmujący przejście od zadanej prędkości do zatrzymania ruchu (ryc. 3). Uważa się, że zmienne te dostarczają cennych informacji na temat gotowości nerwowo-mięśniowej danego mięśnia do szybkiego rozwijania momentu siły (Amaral i wsp., 2014) i wywołania maksymalnego skurczu (Chen i wsp., 1994), przez co mogą pośrednio obrazować stan czucia głębokiego okolicy badanego stawu. Mniejsze wartości czasu przyśpieszania ruchu mogą oznaczać lepszą zdolność rekrutacji włókien mięśniowych w badanych mięśniach szkieletowych i mogą być związane z krótszym czasem potrzebnym do wytworzenia momentu obrotowego (Chen i wsp., 1994; Jaric, 2000; van Cingel i wsp., 2006).

W pomiarach izokinetycznych wykazano, że wartości czasu przyśpieszania i opóźniania ruchu zależą od jego prędkości. Dowiedziono, że im zadana prędkość jest większa, tym czas przyśpieszania jest dłuższy. Należy jednak zwrócić uwagę na pomiary realizowane przy wyższych prędkościach i dotyczące słabszych grup mięśni. Testy te są często obciążone większym błędem pomiarowym (Chen i wsp., 1994; van Cingel i wsp., 2006).

Czas hamowania ruchu stanowi całkowity czas potrzebny na zredukowanie prędkości izokinetycznej do 0°/s na końcu ruchu. Im krótszy DCC, tym lepsza sprawność układu proprioceptywnego. Zatem wyższe wartości czasu hamowania mogą być związane z mniejszą zdolnością układu ruchu do utrzymania momentu obrotowego w skrajnych zakresach ruchu (Chen i wsp., 1994; van Cingel i wsp., 2006).

### Stosunek agoniści/antagoniści

Sprawność mięśniowa i ryzyko kontuzji mogą zależeć od równowagi siłowej przeciwstawnych grup mięśni (Tam i wsp., 2017). W klasycznym ujęciu zmienna agoniści/antagoniści (agon/antag [%], *agonist/antagonist ratio*) rozumiana jest jako stosunek szczytowego momentu siły mięśni agonistycznych do szczytowego momentu siły mięśni antagonistycznych. W literaturze przedmiotu określana jest jako wskaźnik równowagi mięśniowej uznawany przez niektórych badaczy za podstawowe źródło oceny funkcji mięśni (Campbell, 1979; Baltzopoulos i Brodie, 1989; Coombs i Garbutt, 2002; Hides i wsp., 2011; Bernard i wsp., 2014; Vieira i wsp., 2017; Yang i wsp., 2020). Wartość stosunku szczytowych momentów sił mięśniowych jest charakterystyczna dla każdej pary antagonistów i zależy od wieku, płci oraz poziomu wytrenowania danej osoby (Gilliam i wsp., 1979; Davies, 1992; Zvijac i wsp., 2014; Ruas i wsp., 2015). Pierwsze urządzenia izokinetyczne przeznaczone były do testów mięśni zginających (zg) i prostujących (pr) staw kolanowy. W prowadzonych za ich pomocą badaniach nie uwzględniano wpływu grawitacji na osiągnięte wyniki, dlatego początkowo twierdzono, że stosunek szczytowego momentu siły mięśni zginających do szczytowego momentu siły mięśni prostujących staw wzrastał wraz ze wzrostem prędkości kątowej ruchu (Gilliam i wsp., 1979; Scudder, 1980; Davies i wsp., 1981). Późniejsze pomiary pozwoliły jednak wykazać, że taka zależność nie jest prawdziwa, jeśli uwzględni się efekt grawitacyjny (Schlinkman, 1984; Appen i Duncan, 1986; Baltzopoulos i Brodie, 1989). Analizując wartości stosunku momentów siły antagonistycznych grup mięśni i porównując uzyskane wyniki z normami wskazanymi w piśmiennictwie lub danymi przedstawionymi przez innych autorów, należy zwrócić uwagę, czy w procedurze pomiarowej uwzględniono korektę związaną ze zjawiskiem grawitacji, która w sposób znaczący wpływa na otrzymanywane wartości.



Za normatywny stosunek zg/pr w stawie kolanowym uważa się przedział pomiędzy 50% a 80% (Appen i Duncan, 1986; Campbell, 1979; Aagaard i wsp., 1998; Coombs i Garbutt, 2002; Zvijac i wsp., 2014; Ruas i wsp., 2015). Brak równowagi mięśniowej może zwiększać ryzyko urazów kończyn dolnych (Kanus, 1994; Yeung i wsp., 2009).

Stosunek szczytowych momentów sił mięśni zginających i prostujących tułów, zapewniający równowagę mięśniową kręgosłupa, powinien być, zdaniem Bernarda i wsp. (2014), mniejszy niż 1. Według Gremiona i wsp. (1996) idealny stosunek zg/pr powinien mieścić się w przedziale 0,80–0,85, a Voisin i wsp. (1998) uznali, że zakres ten obejmuje wartości między 0,64 a 0,72.

Bilans mięśni tułowia może być również podawany jako stosunek szczytowego momentu siły mięśni prostujących do szczytowego momentu siły mięśni zginających i przy takim sposobie analizy pr/zg powinien być większy niż 1 i w zależności od źródła mieścić się w przedziale 1,2–1,4 (Smidt i wsp., 1980; Davies i Gould, 1982; Pope i wsp., 1985; Beimborn i Morrissey, 1988; Smith, 2006).

Wartości stosunku szczytowego momentu siły agonistów do szczytowego momentu siły antagonistów przedstawiane przez różnych badaczy nie zawsze są zbieżne. Berckmans i wsp. (2017) w przeglądzie systematycznym dotyczącym stosunku szczytowego momentu siły mięśni supinujących (rz) i pronujących (rw) staw ramienny wykazali dużą zmienność. W poddanych analizie pracach wartości szczytowego momentu siły rz/rw mieściły się w przedziale od 0,18 do 1,05 (Mont i wsp., 1994; Scoville i wsp., 1997; Stickley i wsp., 2008; Andrade i wsp., 2010; Saccol i wsp., 2010; Zanca i wsp., 2011; Forthomme i wsp., 2013). Brak homogeniczności danych może wynikać z braku jednolitego protokołu badawczego oraz niejednorodnych grup badanych. Najwyższe wartości stosunku szczytowego momentu siły mięśni rotatorów zewnętrznych i wewnętrznych (0,85 i 0,65) zostały zarejestrowane przez Monta i wsp. (1994) i dotyczyły pomiarów izokinetycznych kończyny dominującej przeprowadzonych u zawodowych tenisistów podczas wykonywania ruchu z prędkością 60°/s i 180°/s w pozycji siedzącej. Również Saccol i wsp. (2010) określili stosunek rz/rw kończyny dominującej u tenisistów. Stosując te same prędkości ruchu, ale przeprowadzając pomiary, w których badani przebywali w pozycji leżącej, uzyskali stosunek równy 0,38 i 0,33.

Stosunek agonista/antagonista oblicza się zazwyczaj, wykorzystując wartości szczytowego momentu siły agonistycznych i antagonistycznych grup mięśni pracujących w tych samych warunkach. Taki sposób analizy daje ograniczoną możliwość opisywania zmian w bilansie uzyskiwanych wielkości momentów sił w całym zakresie ruchu. Dodatkowo wartości szczytowego momentu siły mięśni antagonistycznych rejestrowane są najczęściej w różnych położeniach kątowych badanych segmentów ciała (Croisier i Crielaard, 1999; Dvir, 2004; Dehail i wsp., 2008; Amaral i wsp., 2014; Eustace i wsp., 2017), co sugeruje, że stosunek szczy-

towego momentu obrotowego może niewłaściwie określać dynamiczną równowagę mięśni między agonistą a antagonistą stawu. Inny sposób oceny stosunku siły przeciwstawnych grup mięśni, nazywany współczynnikiem funkcjonalnym, bazuje na współdziałaniu mięśni podczas ruchu. Mięśnie agonistyczne wykonują zadaną czynność w sposób koncentryczny, a mięśnie antagonistyczne kontrolują w sposób ekscentryczny czynność agonistów. Współczynnik funkcjonalny jest wyliczany jako stosunek szczytowego momentu siły mięśni antagonistycznych podczas pracy w warunkach ekscentrycznych do wartości szczytowego momentu siły mięśni agonistycznych w warunkach koncentrycznych (Mont i wsp., 1994; Scoville i wsp., 1997; Ng i Lam, 2002; Yildiz i wsp., 2006). W niektórych analizach stosunek funkcjonalny został zmodyfikowany w taki sposób, że praca agonistów i antagonistów odbywa się przy różnej prędkości kątowej ruchu, tworząc stosunek czynnościowy (Croisier i wsp., 2002; Forthomme i wsp., 2013; Evangelidis i wsp., 2015). Przykładowo, w badaniach Croisiera i wsp. (2002) dotyczących pomiarów mięśni działających na staw kolanowy stosunek czynnościowy został obliczony przez podzielenie wartości szczytowego momentu siły mięśni zginających podczas pracy ekscentrycznej w ruchu z prędkością 30°/s przez wartości szczytowego momentu siły mięśni prostujących podczas pracy koncentrycznej w ruchu z prędkością 240°/s.

W literaturze przedmiotu można odnaleźć wiele różnych sposobów szacowania bilansu sił okołostawowych. Cozette i wsp. (2019) na podstawie przeglądu piśmiennictwa opisali trzy metody (metody sektorowe) uwzględniające położenie kątowe w stawie. Mimo niewątpliwych korzyści wynikających z tego typu analiz są one trudne do przeprowadzenia w warunkach klinicznych i treningowych, w których podstawą oceny funkcji mięśni jest szczytowy i/lub średni moment siły.

Zmiana wzajemnego bilansu sił mięśni antagonistycznych może być predyktorem ryzyka urazów. Yeung i wsp. (2009) dowiedli, że zmniejszanie u lekkoatletów stosunku mięśni zginających do mięśni prostujących w stawie kolanowym poniżej 0,6 zwiększa siedemnastokrotnie ryzyko uszkodzenia mięśnia dwugłowego uda. Brak równowagi siłowej może powodować również różnego rodzaju przeciążenia układu ruchu, których efektem są dolegliwości bólowe. Yang i wsp. (2020) w badaniach obejmujących pacjentów z bólami lędźwiowego odcinka kręgosłupa zaobserwowali zwiększony, w porównaniu z grupą kontrolną (bez objawów bólowych), stosunek zg/pr mięśni tułowia, który wynosił w zależności od prędkości ruchu od 1,1 do 1,5 w grupie badanej i od 0,9 do 1,1 w grupie kontrolnej. Zmiana bilansu sił mięśni antagonistycznych może towarzyszyć różnym schorzeniom nie tylko w obrębie narządu ruchu. Câmara i wsp. (2012) wykazali u pacjentów z miażdżycą kończyn dolnych mniejszy o 13,5%, w porównaniu z grupą kontrolną, stosunek zg/pr w stawie kolanowym.



#### 1.4. OGÓLNA CHARAKTERYSTYKA PROTOKOŁÓW POMIAROWYCH

Do pomiarów prowadzonych w warunkach izokinetycznych, mających na celu ocenę możliwości siłowych mięśni, od zawsze stosowano różne protokoły testowe. Główna różnica między nimi dotyczyła liczby powtórzeń wymaganych do osiągnięcia wiarygodnego maksymalnego momentu siły mięśniowej oraz różnych prędkości ruchu zadawanych podczas testu. Johnson i Siegel (1978) zauważyli, że do uzyskania rzetelnych wyników pomiarów izokinetycznych niezbędne jest wykonanie trzech submaksymalnych (na około 75% możliwości siłowych), a następnie trzech maksymalnych powtórzeń. Appen i Duncan (1986) zaproponowali w swoich pomiarach pięć submaksymalnych, a następnie trzy maksymalne powtórzenia. Protokół badawczy wykorzystany przez Jenkinsa i wsp. (1984) oraz Pattona i Duggana (1987) składał się z pięciu maksymalnych powtórzeń. Z kolei Dibrezzo i wsp. (1985) zastosowali tylko dwa maksymalne powtórzenia, Morris i wsp. (1983) – trzy, a Baltzopoulos i wsp. (1988) – sześć. Wszystkie przedstawiane przykłady badań dotyczyły pomiarów mięśni zginających i prostujących kończynę dolną w stawie kolanowym, a narzucane prędkości ruchu mieściły się w przedziale 60°/s–300°/s.

Obecnie w praktyce klinicznej i sportowej do oceny maksymalnych możliwości siłowych mięśni w warunkach izokinetycznych, zarówno u osób zdrowych, jak i z różnymi dysfunkcjami ograniczającymi pracę narządu ruchu, używa się protokołów obejmujących najczęściej od trzech do pięciu naprzemiennych ruchów w badanym stawie wykonywanych z prędkością 60°/s lub 90°/s. Wskaźnikiem poziomu siły są z reguły jedynie wartości szczytowego momentu siły lub szczytowego momentu siły na masę ciała (Davies, 1992; Santos i wsp., 2013; Kim i wsp., 2019; Bekfani i wsp., 2021; Fang i wsp., 2021; Rice i wsp., 2021; Walker i wsp., 2021; Adami i wsp., 2022; Dauty i wsp., 2022; Kumagai i wsp., 2022; Lee i wsp., 2022).

Ocena możliwości wytrzymałościowych mięśni przeprowadzana w warunkach izokinetycznych powinna odbywać się w ruchu z prędkością  $\geq 180^\circ/\text{s}$  i obejmować minimum 15 powtórzeń (Davies, 1992; Dvir, 2004). Przegląd piśmiennictwa pozwolił wykazać, że w warunkach klinicznych prędkość ta wynosi zazwyczaj 180°/s, rzadziej 240°/s i 300°/s (Anders i Steiniger, 2018; Bekfani i wsp., 2021; Daley i wsp., 2021; Ekinci i wsp., 2021; Fang i wsp., 2021; Jonvik i wsp., 2021; van Eetvelde i wsp., 2021; Adami i wsp., 2022). Liczba powtórzeń uzależniona jest przede wszystkim od możliwości osób badanych do podejmowania wysiłku oraz od możliwości testowanej grupy mięśni. U osób zdrowych i sportowców ocenę wytrzymałości przeprowadza się, stosując 25–50 powtórzeń (Anders i Steiniger, 2018; Fang i wsp., 2021; Jonvik i wsp., 2021), a u osób z różnymi dolegliwościami mogącymi mieć wpływ na czynność mięśni

testy składają się na ogół z 15–25 powtórzeń (Bekfani i wsp., 2021; Ekinci i wsp., 2021; van Eetvelde i wsp., 2021). Do badania słabszych grup mięśni służą testy zawierające mniejszą liczbą powtórzeń. Przykładowo van Eetvelde i wsp. (2021) do oceny wytrzymałości mięśni działających na staw kolanowy zastosowali 30 powtórzeń, do oceny mięśni zginających i prostujących staw łokciowy – 25 powtórzeń, a mięśni zginających i prostujących staw skokowy – 20 powtórzeń. Ocena wytrzymałości dotyczy przeważnie mięśni działających na staw kolanowy i interpretowana jest jako wytrzymałość kończyn dolnych lub całego organizmu (Bekfani i wsp., 2021; Fang i wsp., 2021; Jonvik i wsp., 2021; Adami i wsp., 2022). Jako wyznacznik poziomu wytrzymałości mięśni w większości publikacji przyjmowano wartość pracy całkowitej lub pracy całkowitej na masę ciała oraz wielkość szczytowego momentu siły mięśniowej (Anders i Steiniger, 2018; Bekfani i wsp., 2021; Daley i wsp., 2021; Ekinci i wsp., 2021; Fang i wsp., 2021; Jonvik i wsp., 2021; van Eetvelde i wsp., 2021; Adami i wsp., 2022). Rekomenduje się także porównanie pracy wykonanej w początkowej i końcowej części pomiaru (np. w pierwszej jednej trzeciej i ostatniej jednej trzeciej pracy lub w pierwszych 20% i ostatnich 20% pomiaru) (Davies, 1992; Dvir, 2004).

### 1.5. ĆWICZENIA (TRENING) W WARUNKACH IZOKINETYCZNYCH

Ruch w warunkach izokinetycznych wykorzystywany jest nie tylko w protokołach testowych obejmujących ocenę siłowo-wytrzymałościową układu ruchu, ale również w programach treningowych lub rehabilitacyjnych.

Do odpowiedniego przygotowania mięśni do wysiłku fizycznego konieczne jest przeprowadzenie rozgrzewki ogólnej i właściwej skierowanej na konkretną grupę mięśni. Rozgrzewka właściwa powinna odbywać się w takich samych warunkach, w jakich będzie przebiegał pomiar czy ćwiczenie. Aktywność prowadzona w trybie izokinetycznym wymaga zakończenia rozgrzewki kilkoma (minimum trzema) ruchami submaksymalnymi i minimum jednym ruchem maksymalnym. Pozwala to na zapoznanie badanego z zadaną prędkością i dostosowanie jego mięśni do nowego trybu pracy; zgodnie z założeniami izokinetyki każda aktywność powinna być wykonywana z jak największą prędkością. Minimum trzy ruchy submaksymalne i jeden maksymalny powinny być również wykonywane po każdej zmianie prędkości ruchu (Davies, 1992).

Rozgrzewka przed rozpoczęciem głównego zadania powinna trwać od 5 do 15 minut. Jest to niezbędne do zminimalizowania ryzyka kontuzji mięśni i ścięgien, a także zmniejszenia obciążenia układu krwionośnego, które może wystąpić w przypadku nagłego rozpoczęcia ćwiczeń o wysokiej intensywności (Powers i wsp., 2013). Aktywna rozgrzewka przez wywołanie zwiększenia szybkości przemian adenosynotrifosforanów znacząco wpływa na wydajność ćwiczeń (McGowan i wsp., 2015).

Poglądy na temat wpływu rozgrzewki na wielkości parametrów siłowo-prędkościowych mięśni nie są zbieżne. Ferreira Júnior i wsp. (2013), Park i wsp. (2018) oraz Sin i wsp. (2018) wykazali w swoich badaniach, że rodzaj rozgrzewki, a także jej brak, nie wpływa istotnie na rejestrowane wartości momentu siły mięśniowej, mocy i pracy. Z drugiej strony Cogley i wsp. (2021) wskazywali na zwiększenie wartości takich cech mięśni, jak szczytowy moment siły i praca po wykonaniu rozgrzewki z elementami rozciągania. Mimo rozbieżności w prezentowanych wynikach badań wszyscy autorzy są zgodni co to tego, że rozgrzewka stanowi ważny element przygotowania do wysiłku fizycznego nie tylko z punktu widzenia fizjologicznego, ale także psychologicznego (Ferreira Júnior i wsp., 2013; Park i wsp., 2018; Sin i wsp., 2018; Cogley i wsp., 2021).

Ze względu na bezpieczeństwo stosowania, dzięki możliwości aktywnego dopasowania się obciążenia w każdym punkcie zakresu ruchu do możliwości siłowych mięśni, ćwiczenia w warunkach izokinetycznych są szeroko wykorzystywane jako programy terapeutyczne i treningowe nie tylko u osób zdrowych, ale także z różnymi deficytami związanymi z uszkodzeniem struktur narządu ruchu. Ćwiczenia mogą przebiegać w całym zakresie ruchu lub być prowadzone w zakresach skróconych w zależności od możliwości i potrzeb pacjenta. Programy treningowe mogą obejmować małe ( $0^\circ/\text{s}$ – $60^\circ/\text{s}$ ), średnie ( $60^\circ/\text{s}$ – $180^\circ/\text{s}$ ) i duże prędkości ruchu ( $180^\circ/\text{s}$ – $300^\circ/\text{s}$ ) lub tzw. prędkości funkcjonalne ( $> 300^\circ/\text{s}$ ) odzwierciedlające fizjologiczny ruch w stawie podczas wykonywania czynności związanych np. z lokomocją.

Izokinetyczne protokoły treningowe składają się z zamkniętych bloków (serii) ćwiczeń obejmujących zazwyczaj od trzech do pięciu różnych prędkości ułożonych kaskadowo od najmniejszej do największej, a następnie od największej do najmniejszej. Przy każdej zadanej prędkości przeprowadza się minimum 10 powtórzeń lub utrzymuje ruch przez 30 s. Intensywność i liczba powtórzeń pojedynczego bloku ustalana jest indywidualnie w zależności od celu treningu i stanu funkcjonalnego osoby wykonującej ćwiczenia.

Przez wiele lat standardem w ćwiczeniach izokinetycznych były dwa protokoły treningowe/rehabilitacyjne proponowane przez Daviesa (1992). W pierwszym zestawie ćwiczeń podstawowy blok treningowy uwzględniał zakres prędkości ruchu od  $60^\circ/\text{s}$  do  $180^\circ/\text{s}$  i był ustawiany początkowo rosnąco, a następnie malejąco według schematu:  $60^\circ/\text{s}$ ,  $90^\circ/\text{s}$ ,  $120^\circ/\text{s}$ ,  $150^\circ/\text{s}$ ,  $180^\circ/\text{s}$ ,  $180^\circ/\text{s}$ ,  $150^\circ/\text{s}$ ,  $120^\circ/\text{s}$ ,  $90^\circ/\text{s}$ ,  $60^\circ/\text{s}$ . W drugim zestawie ruch odbywał się z prędkością w zakresie od  $180^\circ/\text{s}$  do  $300^\circ/\text{s}$ , która początkowo również wzrastała, a następnie zmniejszała się zgodnie ze schematem:  $180^\circ/\text{s}$ ,  $210^\circ/\text{s}$ ,  $240^\circ/\text{s}$ ,  $270^\circ/\text{s}$ ,  $300^\circ/\text{s}$ ,  $300^\circ/\text{s}$ ,  $270^\circ/\text{s}$ ,  $240^\circ/\text{s}$ ,  $210^\circ/\text{s}$ ,  $180^\circ/\text{s}$ . Sesja składała się ze 100 powtórzeń (po 10 powtórzeń wykonywanych z każdą prędkością) lub z 30-sekundowych ćwiczeń przebiegających z każdą zadaną prędkością. W zmodyfikowanym pro-

tokole Daviesa (1992) rekomendowano zwiększanie liczby powtórzeń wraz ze wzrostem prędkości ruchu, tak aby pojedynczy blok zawierał 200 powtórzeń:

- 180°/s – 10 powtórzeń,
- 210°/s – 15 powtórzeń,
- 240°/s – 20 powtórzeń,
- 270°/s – 25 powtórzeń,
- 300°/s – 30 powtórzeń,
- 300°/s – 30 powtórzeń,
- 270°/s – 25 powtórzeń,
- 240°/s – 20 powtórzeń,
- 210°/s – 15 powtórzeń,
- 180°/s – 10 powtórzeń.

Pomiędzy poszczególnymi prędkościami ruchu zalecano 90-sekundową przerwę, a pomiędzy kolejnymi blokami trzyminutowy odpoczynek. Intensywność ćwiczeń była ustalana indywidualnie na podstawie pomiarów szczytowego momentu siły każdej grupy mięśni, której dotyczyły próby (Davies, 1992).

Ćwiczenia w warunkach izokinetycznych prowadzone przez terapeutów i trenerów stanowią najczęściej modyfikację zestawów opracowanych przez Daviesa (1992). Przedstawione poniżej przykłady zastosowań klinicznych dotyczą zarówno treningu ukierunkowanego na odbudowę siły, jak i wytrzymałości mięśni ograniczonej na skutek czynnych procesów chorobowych. Ghroubi i wsp. (2016) wykorzystywali ćwiczenia w warunkach izokinetycznych do treningu otyłych dorosłych osób. Program obejmował mięśnie zginające i prostujące staw kolanowy oraz prostujące i zginające tułów. Podczas treningu mięśni działających na staw kolanowy stosowano prędkości ruchu: 60°/s, 120°/s i 180°/s, natomiast ćwiczenia mięśni tułowia odbywały się z prędkością 60°/s, 90°/s i 120°/s. Treningi były realizowane zgodnie z zasadą odwróconej piramidy, według której początek i koniec jednostki treningowej stanowiły prędkości najwyższe. Ćwiczenia każdej kończyny oraz tułowia prowadzono przez 5 minut i przebiegały one z intensywnością równą 70% szczytowego momentu siły wyznaczonego wcześniej dla każdego ruchu i każdej prędkości u każdej osoby badanej.

Trening oporowy mięśni zginających i prostujących tułów u osób z dolegliwościami bólowymi dolnego odcinka kręgosłupa zastosowali Nambi i wsp. (2020). Pacjenci uczestniczyli w czterotygodniowym programie ćwiczeń realizowanych w warunkach izokinetycznych. Przewidywał on 15 powtórzeń ruchu zginania i prostowania kręgosłupa z prędkością 60°/s, 90°/s i 120°/s.

Gazya i wsp. (2014) wykorzystywali ćwiczenia w warunkach izokinetycznych do treningu mięśni zginających i prostujących staw kolanowy u dzieci z dyspraksją. Dwunastotygodniowy protokół treningowy obejmował 36 sesji odbywających się trzy razy w tygodniu. Zadana prędkość ruchu wynosiła 150°/s,

a pojedynczy blok ćwiczeń zakładał 15 powtórzeń. Intensywność ćwiczeń ustalono na poziomie 50% wartości szczytowego momentu siły wyznaczonego dla obu grup mięśni u każdego uczestnika badań. Intensywność wysiłku zwiększano poprzez zwiększanie liczby pojedynczych jednostek treningowych wchodzących w skład poszczególnych sesji. Początkowo w ramach jednego treningu realizowano pięć bloków treningowych (sesje od 1 do 5), a następnie stopniowo zwiększano ich liczbę do 10 bloków w sesjach 25–36.

Golik-Peric i wsp. (2011) przeprowadzili czterotygodniowy trening izokinetyczny u pacjentów z asymetrią siły mięśni uda obejmujący 6–8 serii podczas każdej sesji treningowej. Prędkość ruchu, z jaką badani wykonywali ćwiczenia, zmniejszała się w każdym tygodniu treningu i wynosiła od 300°/s i 240°/s w pierwszym tygodniu do 180°/s i 60°/s w tygodniu czwartym. Zmniejszano również liczbę powtórzeń w każdej prędkości ruchu: z 20 (300°/s) do 10 (60°/s).

Kropielnicka i wsp. (2018) zastosowali protokół izokinetyczny jako element treningu mięśni zginaczy grzbietowych i podeszwowych stopy u pacjentów z miażdżycą kończyn dolnych. Protokół zawierał dwunastotygodniowy zestaw ćwiczeń o intensywności 70% szczytowego momentu siły mięśniowej uzyskiwanego indywidualnie przy każdej zadanej prędkości. W pojedynczej serii ćwiczeń stosowano prędkości 60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s, 300°/s, 300°/s, 240°/s, 180°/s, 120°/s, 60°/s. Łącznie w serii pacjenci wykonywali 100 powtórzeń (po 10 z każdą prędkością).

## 1.6. ZASTOSOWANIE RUCHU W WARUNKACH IZOKINETYCZNYCH W FIZJOTERAPII I SPORCIE

Pomiary prowadzone w warunkach izokinetycznych są powszechnie uważane za powtarzalne, bezpieczne i niezawodne (Gonosova i wsp., 2018; Guilhem i wsp., 2014; Habets i wsp., 2018; Roth i wsp., 2017). Dynamometria izokinetyczna ma szerokie zastosowanie w ocenie stanu układu ruchu, diagnozie zmian powstałych jako odpowiedź na trening czy terapię oraz progresji lub regresji funkcji narządu ruchu. Konstrukcja systemów izokinetycznych umożliwia analizę funkcji mięśni działających w każdej płaszczyźnie na większość stawów: staw biodrowy, kolanowy, skokowy, ramienny, łokciowy, promieniowo-nadgarstkowy. Bezpieczeństwo pomiarów związane z aktywnym dopasowaniem obciążenia do chwilowych możliwości ćwiczącego oraz możliwość jego regulacji poprzez dobranie odpowiedniej prędkości ruchu i określenie poziomu jego intensywności pozwala na wykorzystanie metody u osób w każdym wieku, także niezależnie od poziomu ich sprawności czy wytrenowania. W przypadku dzieci pomiary izokinetyczne zazwyczaj dotyczą badanych w wieku od 8–10 roku życia (Koo i Li, 2016; Gillen i wsp., 2020; Chrysagis i wsp., 2021; Allam i wsp., 2022; Buckon i wsp., 2022). Doświadczenia własne wskazują na brak możli-



wości wykonania badań u dzieci o wysokości ciała mniejszej niż 135 cm, co jest związane z konstrukcją urządzenia uniemożliwiającą odpowiednie dostosowanie fotela i przystawki pomiarowej (Stefańska i wsp., 2004, 2008; Stefańska i Zawadzka, 2009). Osoby starsze mogą być objęte treningiem izokinetycznym bez ograniczeń wiekowych (Seynnes i wsp., 2002; Onambélé i wsp., 2008; Stout i wsp., 2013; Trzaskoma i wsp., 2013; Moura i wsp., 2020; Radaelli i wsp., 2021). Niezależnie od wieku badanych, kryterium wykluczającym jest brak logicznego kontaktu z osobą ćwiczącą oraz przeciwwskazania zdrowotne do wysiłku fizycznego. Pomiary izokinetyczne są wykorzystywane nie tylko w ocenie i treningu osób zdrowych i sportowców (Śliwowski i wsp., 2021; Hoseini i wsp., 2022; Nishida i wsp., 2022; Scoz i wsp., 2022; Wdowski i wsp., 2023), ale również w diagnostyce, ocenie i treningu osób z różnymi dysfunkcjami narządu ruchu (Atar i wsp., 2022; Dauty i wsp., 2022; Malmir i wsp., 2022; Tsai i wsp., 2022), chorobami serca i układu krążenia (Chlif i wsp., 2021; Rahman i wsp., 2022; Vale-Lira i wsp., 2022), chorobami nowotworowymi (Malicka i wsp., 2011; Hanuszkiewicz i wsp., 2021; Kunz i wsp., 2022), schorzeniami neurologicznymi (Klonz i wsp., 2003; Davids i wsp., 2019; Park i wsp., 2021; Xu i wsp., 2022), nefrologicznymi (Gollie i wsp., 2020; Zanotto i wsp., 2020; Brito i wsp., 2021), metabolicznymi (Mansano Pletsch i wsp., 2021; Zhang i wsp., 2021; Bell i wsp., 2022) i pulmonologicznymi (Li i wsp., 2020; Meys i wsp., 2020; Ozsoy i wsp., 2021).

### 1.7. CEL BADAŃ

Badania rzetelności i powtarzalności pomiarów cech fizycznych mięśni wykonywanych w warunkach izokinetycznych rozpoczęły się już w latach 60. ubiegłego wieku, kiedy to skonstruowano pierwszy dynamometr izokinetyczny Cybex I (Hislop i Perrine, 1967), wciąż jednak brakuje kompleksowej analizy zgodności pomiarów obejmującej różne prędkości ruchu, różne grupy mięśni, wiele zmiennych, zróżnicowanie badanych pod względem płci oraz kilka następujących po sobie pomiarów. Większość dotychczasowych opracowań dotyczyła pojedynczych zmiennych: jednej prędkości ruchu (najczęściej ograniczano się do 60°/s), jednego stawu (najczęściej stawu kolanowego), jednej cechy fizycznej mięśni (szczytowego momentu siły mięśniowej), oraz porównania jedynie dwóch pomiarów. Dodatkowo testom poddawano niewielkie populacje bez rozróżniania badanych na grupy jednorodne pod względem płci. W niniejszych badaniach podjęto próbę znacznie szerszej oceny zgodności (powtarzalności) pomiarów izokinetycznych.

Celem pracy było określenie stopnia powtarzalności czterokrotnych pomiarów przeprowadzonych w warunkach izokinetycznych w zależności od numeru pomiaru, ocenianej grupy mięśni, zastosowanej prędkości ruchu, osób badanych i analizowanej zmiennej.

### 1.8. PYTANIA BADAWCZE

Aby zrealizować cel, postawiono następujące pytania badawcze:

1. Jaki jest poziom powtarzalności czterokrotnych pomiarów cech fizycznych mięśni prostujących i zginających kończynę w stawie kolanowym, w stawie łokciowym oraz tułów prowadzonych w warunkach izokinetycznych u wszystkich badanych osób łącznie?
2. Czy płeć badanych ma istotny wpływ na poziom zgodności pomiarów?
3. Czy prędkość ruchu ma istotny wpływ na poziom zgodności pomiarów?
4. Pomiary której cechy: szczytowego momentu siły mięśniowej, pracy całkowitej, pracy maksymalnej, średniej mocy, czasu przyśpieszania ruchu, wykazują najwyższą zgodność w ocenie izokinetycznej badanych mięśni?
5. Które z czterech kolejnych pomiarów mięśni działających w płaszczyźnie strzałkowej na staw kolanowy, łokciowy i tułów wykazują najwyższą zgodność między sobą?
6. Pomiary którego badanego przegubu ciała charakteryzuje najwyższa zgodność?

## 2. MATERIAŁ I METODA

### 2.1. MATERIAŁ BADANY

Projekt badawczy realizowano w Pracowni Badań Czynnościowych Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu za zgodą Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym we Wrocławiu dotyczącej badań mięśni w warunkach izokinetycznych w zdrowiu i chorobie (nr opinii KB-18/2006).

W badaniach uczestniczyło 108 studentów drugiego roku Wydziału Fizjoterapii AWF we Wrocławiu. O włączeniu badanego do pomiarów decydowały następujące kryteria: wiek 19–23 lata, brak czynnych i przewlekłych procesów chorobowych w obrębie narządu ruchu oraz pisemna zgoda na udział w badaniach, analizę ich wyników i anonimową publikację. Jako kryteria wykluczenia przyjęto trwające procesy chorobowe narządu ruchu oraz uczestnictwo w systematycznym treningu sportowym, zawodniczym lub amatorskim realizowanym grupowo lub indywidualnie z częstotliwością większą niż raz w tygodniu.

U wszystkich uczestników projektu dokonano oceny cech fizycznych wybranej grupy mięśni w trakcie pracy koncentrycznej w warunkach izokinetycznych. Badani zostali losowo przydzieleni do jednej z trzech grup. W grupie 1 (36 badanych) pomiary dotyczyły mięśni zginających i prostujących staw kolonowy dominującej kończyny dolnej, w grupie 2 (35 badanych) – mięśni zginających i prostujących tułów w odcinku lędźwiowym, a w grupie 3 (37 badanych) – mięśni zginających i prostujących staw łokciowy dominującej kończyny górnej. Za kończynę dominującą uznawano kończynę wskazaną przez osobę badaną.

Badani w poszczególnych grupach nie różnili się istotnie statystycznie pod względem wieku, masy ciała, wysokości ciała i wskaźnika masy ciała (BMI, *body mass index*) (tab. 1).

### 2.2. METODA BADAWCZA

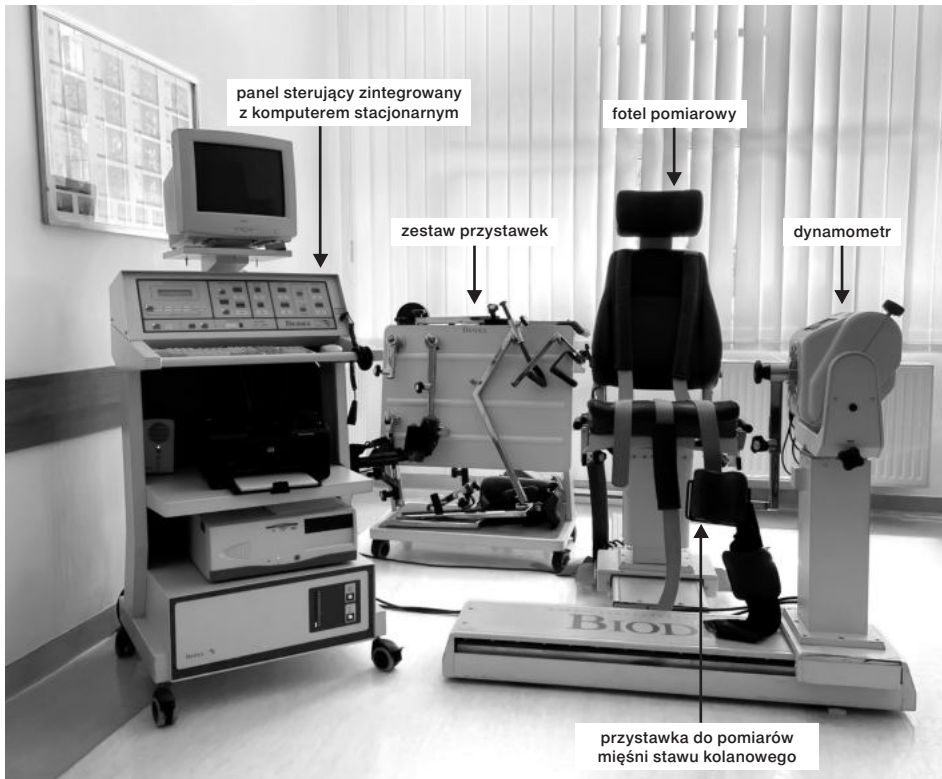
Badania przeprowadzono za pomocą zestawu pomiarowego Biodex System 3 (USA) rejestrującego przebiegi czasowe momentów siły mięśniowej generowanych w różnych warunkach pracy mięśni. Kluczową część urządzenia stanowi dynamometr, który w zależności od wyboru trybu działania umożliwia pomiary zarówno pracy statycznej, jak i dynamicznej (koncentrycznej lub ekscentrycznej) w warunkach izotonicznych i izokinetycznych. Dynamometr jest połączony poprzez panel sterujący z komputerem, dzięki czemu uzyskane wyniki (liczbowe i graficzne) można obserwować w czasie rzeczywistym na wchodzącym w skład zestawu monitorze. Do dynamometru podłączane są odpowiednie przystawki umożliwiające ocenę określonej grupy mięśni. Pomiary mogą od-



Tabela 1. Charakterystyka grup badanych

Cecha	Grupa badana	WSZYSCY				KOBIETY				MEŻCZYŹNI			
		<i>n</i>	$\bar{x}$	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>n</i>	$\bar{x}$	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>n</i>	$\bar{x}$	<i>SD</i>	<i>p</i>
Wiek [lata]	1	36	21,14	1,84	0,0561	21	20,57	1,66	0,0817	15	21,93	1,83	0,2481
	2	35	20,71	1,58		20	20,35	1,76		15	21,20	1,21	
	3	37	21,73	1,90		20	21,45	1,39		17	21,12	1,32	
Wysokość ciała [m]	1	36	1,74	0,10	0,3804	21	1,68	0,06	0,4448	15	1,82	0,07	0,3549
	2	35	1,73	0,09		20	1,67	0,08		15	1,80	0,06	
	3	37	1,76	0,08		20	1,70	0,05		17	1,82	0,04	
Masa ciała [kg]	1	36	65,39	10,91	0,8422	21	59,67	6,18	0,6993	15	73,40	11,18	0,9757
	2	35	65,14	10,56		20	58,45	7,32		15	74,07	6,98	
	3	37	66,49	9,73		20	60,15	6,06		17	73,94	7,75	
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	1	36	21,56	2,09	0,8986	21	21,24	1,91	0,7332	15	22,01	2,31	0,4337
	2	35	21,71	1,87		20	20,80	1,55		15	22,92	1,56	
	3	37	21,49	2,20		20	20,89	2,09		17	22,20	2,17	

BMI – body mas index, *p* – współczynnik istotności ANOVA



Rycina 17. Zestaw izokinetyczny Biodex System w Pracowni Badań Czynnościowych Wydziału Fizjoterapii AWF we Wrocławiu

bywać się w pozycji siedzącej i leżącej (z wykorzystaniem fotela pomiarowego) bądź w pozycji stojącej. Wzajemne ustawienie dynamometru, fotela i przystawek zależy od rodzaju badania i jest ściśle określone w instrukcji obsługi urządzenia (ryc. 17).

Procedura badawcza została ustanowiona zgodnie z zasadami prowadzenia pomiarów izokinetycznych przedstawionymi przez Dvira (2004) i Perrina (1993, 1994) oraz producenta urządzenia firmę Biodex Medical Systems (Shirley, New York, USA) (Biodex Multi-Joint System, 2012).

Pochylenie oparcia fotela oraz jego położenie w stosunku do dynamometru ustawiano w zależności od badanej grupy mięśni. Aby wyizolować pożądaną grupę ruch, pasami fotela stabilizowano segment układu ruchu bliższy w stosunku do badanego stawu, a także segment następny. Było to podyktowane koniecznością wyeliminowania niekontrolowanego działania mięśni dwustawowych. Oś obrotu dynamometru ustawiano w taki sposób, aby pokrywała się ona z osią obrotu w badanym stawie. Pozwalało to na ograniczenie ruchu do właściwej płaszczyzny. Podstawowe dane identyfikujące osobę badaną oraz umożliwiające do-

konanie obliczeń niektórych zmiennych niezbędnych w analizach wprowadzano, korzystając z panelu sterującego lub oprogramowania komputera. Obowiązkowe informacje dotyczyły numeru identyfikacyjnego osoby badanej, jej masy ciała, strony (kończyny) dominującej i oznaczenia, czy w obrębie badanej okolicy ciała toczą się procesy patologiczne. Określano rodzaj aktywności na urządzeniu (test/trening), tryb pracy dynamometru (izokinetyczny/izotoniczny/statyczny), rodzaj pracy mięśni (koncentryczna/ekscentryczna), prędkość ruchu oraz liczbę powtórzeń. Zakres ruchu (ROM, *range of movement*), w którym miała przebiegać założona aktywność, dostosowywano indywidualnie, tak aby nie przekraczał fizjologicznych możliwości osoby poddanej testowi.

Ujednoczenie warunków pracy mięśni pozwalające na porównanie wyników uzyskiwanych przez antagonistyczne grupy mięśni, wymaga dobrania odpowiedniej ułożenia segmentu ciała do podjęcia zadania ruchowego, tak aby mięśnie zginające i prostujące wykonywały ruch w tych samych warunkach w stosunku do siły ciężenia. Ze względu na ograniczenia konstrukcyjne sprzętu, a także wygodę osoby badanej wykorzystano procedurę proponowaną przez producenta urządzenia i wykonano tzw. korekcję grawitacji. Polegała ona na ustawieniu ocenianego segmentu ciała przymocowanego do przystawki w określonej przez system pozycji względem dynamometru. Metoda ta umożliwiała dokonanie pomiaru działających na dynamometr w warunkach bezwładności sił, których wartości były następnie automatycznie używane przez oprogramowanie do korekty wyników o wartość siły ciężenia (Biodex Multi-Joint System, 2012).

Grupa 1 uczestniczyła w pomiarach cech fizycznych mięśni prostujących i zginających dominującą kończyną dolną w stawie kolanowym. Badany siedział na fotelu, którego siedzisko było ustawione pod kątem 90° w stosunku do dynamometru, tak aby oś obrotu dynamometru pokrywała się z osią obrotu właściwą dla ruchu w płaszczyźnie strzałkowej w stawie kolanowym. Do dynamometru przymocowywano przystawkę dedykowaną do pomiarów mięśni działających na staw kolanowy, którą do kończyny, w dolnej części podudzia, przyczepiano za pomocą taśmy velcro (z rzepami). Udo stabilizowano pasami fotela, co pozwalało na ograniczenie wzajemnego przesuwania się osi obrotu dynamometru i osi obrotu dla ruchu w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. Drugi poziom stabilizacji obejmował miednicę i tułów, które unieruchamiano specjalnymi pasami fotela, dzięki czemu można było wyeliminować współruchy oraz ograniczyć działanie mięśni dwustawowych jedynie do ruchu w stawie kolanowym.

Grupa 2 brała udział w pomiarach cech fizycznych mięśni prostujących i zginających tułów w odcinku lędźwiowym kręgosłupa. Testy odbywały się w pozycji półstojącej. W tym celu do dynamometru przytwierdzano specjalny fotel. Badany, przyjmując pozycję wyjściową, miał wyprostowany tułów, stawy

biodrowe zgięte do około  $45^\circ$ , a stopy oparte na podnóżku. Tułów, miednica oraz stopy mocowano do przystawki za pomocą taśm velcro. Rzut osi obrotu dynamometru znajdował się na wysokości kręgu L5/S1.

Grupa 3 została poddana testom mającym na celu określenie wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających dominującą kończynę górną w stawie łokciowym. Dynamometr wraz z dedykowaną do tego pomiaru przystawką ustawiony był pod kątem  $30^\circ$  w stosunku do fotela. Badany siadał na nim, ramię ocenianej kończyny, odpowiednio ułożone, mocowano do specjalnej podpórki. Kończyna była odwiedzona do około  $30^\circ$  i zgięta do około  $60^\circ$  w stawie ramiennym. Dodatkowo, aby zapewnić stabilizację układu kończyna-dynamometr, tułów osoby badanej unieruchamiano pasami fotela. Oś obrotu dynamometru pokrywała się z osią obrotu w stawie łokciowym dla ruchu w płaszczyźnie strzałkowej.

Przed rozpoczęciem pomiarów każdy uczestnik badań był poddawany 10-minutowej rozgrzewce ogólnoustrojowej ukierunkowanej na analizowaną okolicę ciała. Następnie po wypełnieniu protokołu pomiarowego i zajęciu właściwej pozycji na urządzeniu wykonywał minimum pięć naprzemiennych ruchów zginania i prostowania w badanym stawie oraz trzy próby submaksymalne i jedną maksymalną po każdej zmianie prędkości. Zakres ruchu prostowania i zginania w płaszczyźnie strzałkowej (S) ustalono w następujący sposób: dla stawu kolanowego średnio  $118^\circ$  (S  $0^\circ$ – $0^\circ$ – $118^\circ$ ), dla tułowia –  $95^\circ$  (S  $10^\circ$ – $0^\circ$ – $85^\circ$ ) i dla stawu łokciowego –  $120^\circ$  (S  $0^\circ$ – $0^\circ$ – $120^\circ$ ). Zakresy ruchów (ROM) u wszystkich badanych mierzono i raportowano zgodnie ze standardami metody SFTR rekomendowanej przez International Standard Orthopaedic Measurements obejmującymi w kolejności zapisu: płaszczyznę ruchu, zakres ruchu od ciała (wyprostu), pozycję zerową (neutralną), zakres ruchu do ciała (zgięcia) (Gerhardt, 1983).

Warunki pracy mięśni antagonistycznych (działających zgodnie lub przeciw grawitacji) ujednolicono poprzez zastosowanie automatycznej procedury pozwalającej wyliczyć statyczny moment siły działającej na dynamometr, obejmujący ciężar badanego segmentu ciała i ciężar użytej przystawki w charakterystycznych pozycjach kątowych określonych w procedurach badawczych urządzenia. System pomiarowy wprowadzał wyliczone wartości do algorytmów oprogramowania (Biodex Multi-Joint System, 2012).

Wszystkie testy przeprowadzono w warunkach izokinetycznych. Poszczególne zadania ruchowe badani wykonywali z prędkością  $60^\circ/s$ ,  $120^\circ/s$  i  $180^\circ/s$ . Dodatkowo podczas pomiarów stawu kolanowego i łokciowego zastosowano prędkość  $240^\circ/s$ . Pozycją wyjściową w próbach dotyczących kończyny dolnej było maksymalne zgięcie w stawie kolanowym, a w pomiarach mięśni tułowia i mięśni działających na staw łokciowy – maksymalny wyprost. Każdy pomiar wymagał wykonania pięciu naprzemiennych ruchów zginania i prostowania. W każdym

Tabela 2. Schemat badań

NUMER POMIARU	DZIEŃ POMIARU
Kwalifikacja	1
Pomiar 1	1
Pomiar 2	1 (15 min po pomiarze 1)
Pomiar 3	7
Pomiar 4	35

ruchu obowiązywał imperatyw wyzwolenia jak największej siły mięśni w jak najkrótszym czasie (Davies, 1992; Biodex Multi-Joint System, 2012).

Wszyscy badani zostali poddani testom czterokrotnie. Pomiar 1 i 2 odbywały się w pierwszym dniu po zakwalifikowaniu uczestnika do danej grupy, pomiar 2 miał miejsce 15 minut po pomiarze 1, pomiar 3 wykonywano 7 dni po pomiarze 1 i 2, a pomiar 4 – 4 tygodnie po pomiarze 3 (5 tygodni po pomiarze 1 i 2). Schemat badań przedstawiono w tabeli 2.

Do dalszej analizy wykorzystano wartości takich cech fizycznych mięśni, jak:

- szczytowy moment siły mięśniowej [Nm],
- praca maksymalna [J],
- praca całkowita [J],
- średnia moc [W],
- czas przyśpieszania ruchu [ms].

### 2.3. ANALIZA STATYSTYCZNA

Sprawdzono rozkład wszystkich analizowanych zmiennych, który w większości okazał się zbliżony do normalnego. Obliczono statystyki opisowe. Za miarę tendencji centralnej przyjęto, w zależności od wyniku badania rozkładu, średnią arytmetyczną lub medianę. Jako miarę rozproszenia wykorzystano odpowiednio odchylenie standardowe (*SD*) lub rozstęp kwartyłowy (*IQR*). Istotność różnic pomiędzy wynikami kobiet i mężczyzn weryfikowano, w zależności od rozkładu zmiennych, testem *t*-Studenta dla prób niezależnych lub testem *U* Manna-Whitneya (Stanisz, 2006; Harris i Taylor, 2020).

Do określenia istotności różnic między grupami posłużono się jednoczynnikową analizą wariancji (ANOVA) i gdy było to niezbędne – testem post-hoc Tukeya lub w przypadku zmiennych niecharakteryzujących się rozkładem normalnym – analizą wariancji Kruskala-Wallisa i testem post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang (Stanisz, 2006).

Zgodność pomiarów oceniano za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC, *intraclass correlation coefficient*). Zastosowano model drugi, w którym każda ocena dokonywana jest przez tych samych sędziów (to samo urządzenie). Wynikiem analizy była wartość współczynnika wewnątrzklasowego ICC(2,1) badającego zgodność (rzetelność) pojedynczego pomiaru. Wartość ICC mieści się w przedziale od -1 do 1, gdzie 1 oznacza pełną zgodność pomiarów, 0 – zgodność pomiarów na poziomie losowym (brak zgodności), a wartości ujemne świadczą o całkowitym braku zgodności (zgodność mniejsza niż losowa) (Müller i Büttner, 1994; Nickerson, 1997). W szczegółowej interpretacji wartość ICC mniejsza od 0,50 dowodzi zgodności słabej, między 0,50 a 0,75 potwierdza zgodność umiarkowaną, między 0,75 a 0,90 mówi o zgodności wysokiej, a powyżej 0,90 świadczy o zgodności doskonałej (Koo i Li, 2016). Raportując wyniki, ICC uzupełniano o wartość przedziałów ufności ( $\pm 95\%CI$ ). W przypadku braku normalności rozkładu zmiennej do oceny zgodności pomiarów zastosowano współczynnik zgodności W Kendalla, którego wielkości mieszczą się w przedziale od 0 (brak zgodności) do 1 (pełna zgodność) (Conover, 1998).

Analizę istotności różnic między powtarzalnymi pomiarami przeprowadzono z wykorzystaniem analizy wariancji ANOVA dla powtarzalnych pomiarów. W zależności od wyniku badania sferyczności rozkładu wykonywanego testem Mauchleya zastosowano testy jednowymiarowe lub wielowymiarowe. Jeśli analiza wariancji potwierdziła istotność różnic ( $p < 0,05$ ), w analizie post-hoc posługiwano się testem Tukeya. Oceny zmiennych niecharakteryzujących się rozkładem normalnym dokonano za pomocą analizy wariancji Friedmana i – jeśli było to niezbędne – testu post-hoc Dunn–Bonferroniego (Stanisz, 2006). Dla każdej analizy wariancji obliczono moc testu.

Do obliczeń wykorzystano program Statistica 13.3 i PQStat 1.8.2. We wszystkich testach statystycznych jako poziom istotności przyjęto wartość współczynnika  $p < 0,05$ .

### 3. WYNIKI

#### 3.1. POMIARY CECH FIZYCZNYCH MIĘŚNI ZGINAJĄCYCH I PROSTUJĄCYCH KOŃCZYNĘ DOLNĄ W STAWIE KOLANOWYM

Izokinetyczne pomiary mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym przeprowadzono czterokrotnie u 36 osób (21 kobiet i 15 mężczyzn). Zadane prędkości ruchu wynosiły 60°/s, 120°/s, 180°/s i 240°/s. Zaobserwowano istotne statystycznie zróżnicowanie wyników kobiet i mężczyzn dotyczące większości analizowanych cech (tab. 3). Wartości szczytowego momentu siły mięśniowej ( $Mm_{max}$ ), pracy maksymalnej ( $W_{max}$ ), pracy całkowitej ( $W_{total}$ ) i średniej mocy ( $P_{sr}$ ) okazały się istotnie wyższe w grupie mężczyzn. Również wśród mężczyzn w każdym pomiarze zarejestrowano krótszy czas przyspieszania ruchu (ACC), zwłaszcza w odniesieniu do grupy mięśni zginających staw kolanowy (zob. tab. 4, 8, 12, 16, 20).

Odnotowane różnice skłoniły do prowadzenia dalszych analiz dwutorowo. Zmienność mierzonych cech rozpatrywano dla wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno dla grupy kobiet i grupy mężczyzn.

##### 3.1.1. Szczytowy moment siły mięśniowej

Analiza wyników pozwoliła wykazać, że wraz ze zmniejszaniem zadanej prędkości ruchu wartości  $Mm_{max}$  zwiększały się. U wszystkich badanych, zarówno łącznie, jak i z uwzględnieniem podziału na kobiety i mężczyzn, najwyższe  $Mm_{max}$  odnotowano przy prędkości ruchu równej 60°/s, a najniższe przy 240°/s. Zależność tę zaobserwowano w każdym pomiarze (tab. 4).

Najwyższe wartości  $Mm_{max}$  mięśni prostujących staw kolanowy uzyskano w teście 1 lub 2 w ruchu z prędkością 60°/s i 120°/s oraz w pomiarze 2 lub 3 przy prędkości 180°/s i 240°/s. W odniesieniu do mięśni zginających były to pomiary 3 lub 4 (wszyscy badani łącznie), pomiar 3 (kobiety) oraz pomiary 2 lub 4 (mężczyźni). Najniższe wartości dla mięśni prostujących otrzymywano najczęściej w pomiarze 4, a dla mięśni zginających – w teście 1 (tab. 4).

##### *3.1.1.1. Analiza zależności między wartościami szczytowego momentu siły mięśniowej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

##### Zgodność pomiarów

Zgodność wszystkich pomiarów  $Mm_{max}$  obliczoną za pomocą ICC uznano za bardzo wysoką (mięśnie prostujące) i wysoką (mięśnie zginające). Wartości ICC większości porównań były wyższe od 0,85 przy zachowaniu istotności staty-



Tabela 3. Istotności statystyczne różnic między wartościami wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających staw kolanowy u kobiet i mężczyzn

Cecha	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1 p K vs M		Pomiar 2 p K vs M		Pomiar 3 p K vs M		Pomiar 4 p K vs M	
		pr	zg	pr	zg	pr	zg	pr	zg
$M_{\max}$ [Nm]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	240	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
$W_{\max}$ [J]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0004*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	240	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
$W_{\text{total}}$ [J]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	240	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0001*	0,0007*	< 0,0001*	< 0,0001*
$P_{\text{sr}}$ [W]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0006*	0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0003*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	240	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0002*	0,0002*	< 0,0001*	< 0,0001*
ACC [ms]	60	0,1289	0,0021*	0,2494	0,0004*	0,0866	0,0253*	0,2076	0,0337*
	120	0,1419	0,0093*	0,0127*	0,0004*	0,4233	0,1767	0,0014*	0,0030*
	180	0,0227*	0,0001*	0,0004*	< 0,0001*	0,0073*	0,0006*	0,0724	0,0001*
	240	0,0658	< 0,0001*	0,0029*	0,0014*	0,0337*	0,0004*	0,0057*	0,0037*

K – kobiety, M – mężczyźni,  $M_{\max}$  – szczytowy moment siły mięśniowej,  $W_{\max}$  – praca maksymalna,  $W_{\text{total}}$  – praca całkowita,

$P_{\text{sr}}$  – średnia moc, ACC – czas przyspieszania ruchu, pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy

\* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )



Tabela 4. Wartości szczytowego momentów sił mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSCY n = 36	pr	60	175,22	43,01	173,76	47,90	168,54	48,16	164,02	48,35	0,0004*	0,99
	pr	120	138,34	32,83	137,97	37,56	135,51	35,46	128,73	34,66	0,0003*	0,97
	pr	180	116,93	30,65	122,33	33,51	123,02	33,26	119,05	32,59	0,0453*	0,84
	pr	240	94,39	23,76	99,43	29,95	97,22	26,93	92,55	26,26	0,0189*	0,76
WSZYSCY n = 36	zg	60	83,13	23,52	86,22	23,92	87,68	25,21	87,77	28,43	0,0999	0,53
	zg	120	71,74	21,54	72,47	23,45	73,13	22,08	72,72	22,75	0,0942	0,54
	zg	180	61,46	20,24	65,62	21,35	65,83	21,27	67,35	22,07	0,0046*	0,88
	zg	240	53,93	16,97	57,50	18,43	58,63	18,45	57,50	20,03	0,1058	0,52
KOBIEТЫ n = 21	pr	60	144,38	15,78	139,66	15,47	134,07	18,40	127,52	15,28	0,0496*	0,95
	pr	120	115,04	13,05	110,96	12,15	108,62	17,22	101,90	11,77	0,0248*	0,73
	pr	180	95,13	10,86	98,69	11,04	97,79	11,96	95,75	11,38	0,3583	0,33
	pr	240	77,99	10,13	79,11	14,31	76,53	12,65	73,38	8,10	0,8045	0,11
KOBIEТЫ n = 21	zg	60	66,39	10,28	69,92	10,79	70,99	12,73	66,59	10,34	0,2121	0,38
	zg	120	57,39	14,24	55,44	11,36	57,42	10,58	55,38	9,12	0,4603	0,22
	zg	180	47,62	11,47	50,91	11,23	50,43	10,10	51,22	7,50	0,0384*	0,68
	zg	240	42,98	10,30	46,42	14,91	45,64	8,81	42,24	9,97	0,5633	0,18
MEŃCZYŹNI n = 15	pr	60	218,40	29,08	221,50	34,75	207,94	40,62	206,14	37,43	0,0051*	0,89
	pr	120	170,95	22,29	175,78	26,27	166,24	23,56	159,68	24,57	0,0030*	0,92
	pr	180	147,45	21,65	155,43	24,91	154,08	22,53	145,93	27,86	0,0279*	0,72
	pr	240	117,35	17,23	127,87	21,54	120,86	17,43	116,51	20,47	0,0034*	0,92
MEŃCZYŹNI n = 15	zg	60	106,58	14,91	109,03	17,55	108,22	21,26	112,20	22,07	0,4779	0,21
	zg	120	90,48	13,91	96,31	12,09	91,09	17,51	92,72	16,07	0,0910	0,54
	zg	180	80,83	12,12	86,21	13,45	84,79	14,89	85,96	18,16	0,1280	0,47
	zg	240	69,25	11,71	73,33	8,86	71,62	16,31	73,95	14,02	0,2065	0,38

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

stycznej (tab. 5, 6). Maksymalne wartości ICC obliczone dla wszystkich badanych łącznie zaobserwowano przy prędkości ruchu równej 60°/s (mięśnie prostujące staw) i 120°/s (mięśnie zginające). Najśłabszą zgodność pomiarów zarejestrowano podczas testów wykonywanych z prędkością 240°/s.

Wartości ICC oszacowane osobno dla grupy kobiet i grupy mężczyzn w każdym porównaniu okazały się niższe niż uzyskane dla wszystkich uczestników badań łącznie. W porównaniach uwzględniających płeć ICC charakteryzujące mięśnie prostujące staw kolanowy były również wyższe niż w przypadku mięśni zginających.

Zgodność pomiarów w grupie kobiet można określić jako umiarkowaną (ICC mieścił się w przedziale 0,5–0,75). W pomiarach mięśni prostujących wykazano najśłabszą powtarzalność w przypadku ruchu z prędkością 60°/s. Wartości ICC dotyczące pozostałych prędkości można uznać za porównywalne (tab. 5, 6).

W grupie mężczyzn stwierdzono wysoką i umiarkowaną zgodność dotyczącą pomiarów obejmujących mięśnie prostujące staw oraz umiarkowaną i słabą w zakresie pomiarów mięśni zginających. Najwyższą powtarzalność pomiarów zaobserwowano w próbach z prędkością ruchu 60°/s i 120°/s, najniższą zaś w testach z prędkością 180°/s (mięśnie prostujące) i 240°/s (mięśnie zginające).

Zarówno dla mięśni prostujących, jak i zginających staw najwyższą powtarzalność wykazano między pomiarami 2 i 3 oraz 3 i 4, najniższą natomiast między pomiarami 1 i 3 oraz 1 i 4 (tab. 5, 6).

We wszystkich badanych grupach zaobserwowano, że wraz ze wzrostem stosowanej prędkości ruchu obniżała się dolna granica przedziału ufności wyliczana dla ICC. Odnotowano również zależność pomiędzy wysokością ICC a prędkością ruchu. Niezależnie od porównywanych par pomiarów im wyższa była prędkość ruchu, tym ICC było niższe (tab. 5, 6).

### Analiza istotności różnic między pomiarami

Szczytowy moment siły mięśniowej to zmienna najczęściej wykorzystywana do oceny skuteczności różnych modeli terapii czy treningu. Pomiaru wyjściowe porównuje się z pomiarami końcowymi, wyliczając istotność statystyczną różnic pomiędzy wynikami.

Osoby biorące udział w niniejszym projekcie nie uczestniczyły między poszczególnymi testami w żadnym procesie treningowym. Mimo braku czynnika zmieniającego (treningi lub terapia) między niektórymi pomiarami, dotyczącymi zwłaszcza mięśni prostujących staw, wykazano istotne statystycznie różnice (tab. 4). W ruchu z małą i średnią prędkością zaobserwowano istotnie statystycznie wyższe, w porównaniu z pozostałymi, wyniki pomiaru 1 lub 2. U wszystkich badanych łącznie oraz w grupie kobiet analiza post-hoc potwierdziła istotnie

Tabela 5. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI) ( $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,94* 0,88-0,97	0,95* 0,9-0,97	0,89* 0,75-0,95	0,91* 0,67-0,97	0,93* 0,82-0,97	0,94* 0,64-0,98	0,97* 0,93-0,99	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,93 0,88-0,97	0,94* 0,88-0,97	0,92* 0,83-0,96	0,90* 0,66-0,96	0,94* 0,86-0,97	0,93* 0,73-0,97	0,95* 0,89-0,98	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,93* 0,87-0,96	0,92* 0,83-0,96	0,89* 0,75-0,95	0,86* 0,73-0,93	0,97* 0,94-0,99	0,92* 0,83-0,96	0,94* 0,88-0,97	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,92* 0,87-0,96	0,86* 0,74-0,93	0,78* 0,28-0,86	0,89* 0,78-0,95	0,95* 0,86-0,98	0,93* 0,82-0,97	0,96* 0,92-0,98	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,55* 0,29-0,79	0,68* 0,37-0,86	0,53* 0,09-0,8	0,32* -0,11-0,68	0,70* 0,35-0,88	0,66* 0,15-0,88	0,72* 0,36-0,9	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,58* 0,33-0,80	0,65* 0,32-0,84	0,60* 0,18-0,84	0,26 -0,15-0,64	0,80* 0,51-0,92	0,75* 0,33-0,91	0,65* 0,25-0,87	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,60* 0,36-0,81	0,84* 0,54-0,94	0,53* 0,10-0,80	0,45* -0,04-0,77	0,65* 0,26-0,86	0,41 -0,12-0,76	0,82* 0,54-0,93	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,49-0,87	0,69* 0,38-0,86	0,12 -0,03-0,46	0,70* 0,33-0,89	0,74* 0,39-0,90	0,64* 0,21-0,86	0,70* 0,31-0,89	
MĘŻCZYNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,86* 0,69-0,95	0,86* 0,64-0,95	0,72* 0,33-0,90	0,83* 0,48-0,95	0,82* 0,39-0,94	0,83* -0,12-0,96	0,96* 0,84-0,99	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,82* 0,62-0,94	0,82* 0,55-0,93	0,79* 0,46-0,93	0,83* 0,37-0,95	0,96* 0,84-0,99	0,76* 0,15-0,93	0,92* 0,75-0,98	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,78* 0,57-0,92	0,70* 0,32-0,89	0,66* 0,22-0,88	0,61* 0,12-0,86	0,97* 0,91-0,99	0,82* 0,52-0,94	0,81* 0,48-0,94	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,42-0,89	0,59* 0,11-0,84	0,06 -0,06-0,33	0,62* 0,09-0,87	0,85* -0,06-0,97	0,83* -0,23-0,96	0,92* 0,74-0,98	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 6. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	ICC $\pm 95\%$ CI	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,85* 0,75-0,92	0,92* 0,84-0,96	0,78* 0,57-0,89	0,88* 0,77-0,94	0,86* 0,72-0,93	0,85* 0,71-0,93	0,91* 0,81-0,96	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,91* 0,84-0,95	0,87* 0,76-0,93	0,86* 0,73-0,93	0,86* 0,72-0,94	0,91* 0,83-0,96	0,88* 0,77-0,94	0,94* 0,87-0,97	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,87* 0,77-0,93	0,87* 0,74-0,94	0,83* 0,65-0,92	0,81* 0,52-0,92	0,93* 0,85-0,96	0,87* 0,75-0,94	0,90* 0,79-0,95	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,77* 0,62-0,88	0,81* 0,63-0,90	0,73* 0,49-0,87	0,67* 0,39-0,83	0,83* 0,66-0,92	0,83* 0,67-0,92	0,81* 0,60-0,92	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,46* 0,21-0,73	0,71* 0,39-0,87	0,25 -0,20-0,64	0,38 -0,15-0,74	0,48* 0,00-0,78	0,37 -0,18-0,74	0,77* 0,44-0,92	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,59* 0,34-0,82	0,70* 0,39-0,87	0,70* 0,32-0,89	0,42 -0,10-0,77	0,60* 0,19-0,84	0,37 -0,18-0,73	0,85* 0,61-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,42* 0,17-0,70	0,75* 0,48-0,89	0,51* 0,06-0,79	0,33* -0,10-0,69	0,59* 0,15-0,84	0,21 -0,31-0,64	0,65* 0,25-0,87	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,50* 0,21-0,80	0,79* 0,54-0,91	0,70* 0,22-0,90	0,27 -0,30-0,69	0,82* 0,5-0,94	0,38 -0,18-0,75	0,37 -0,30-0,79	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,59* 0,30-0,84	0,75* 0,42-0,91	0,46* -0,06-0,80	0,69* 0,28-0,89	0,72* 0,32-0,90	0,57* 0,03-0,85	0,77* 0,35-0,93	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,75* 0,52-0,91	0,54* 0,10-0,82	0,61* 0,13-0,86	0,65* 0,20-0,88	0,80* 0,49-0,93	0,67* 0,23-0,88	0,80* 0,43-0,94	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,65* 0,38-0,87	0,48* 0,02-0,78	0,39 -0,18-0,76	0,48* -0,01-0,80	0,87* 0,62-0,96	0,73* 0,31-0,91	0,73* 0,24-0,92	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,34* 0,07-0,69	0,13 -0,32-0,57	0,26 -0,34-0,70	-0,07 -0,52-0,46	0,49 -0,13-0,82	0,41 -0,19-0,78	0,62* 0,06-0,88	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 7. Istotności statystyczne różnic między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSTYCY	pr	60	1,0000	0,0404*	0,0004*	0,0394*	0,0004*	0,3932
	pr	120	0,9937	0,0995	0,0011*	0,1723	0,0025*	0,3807
	pr	180	0,0333*	0,0090*	0,1020	0,9654	0,9667	0,7865
	pr	240	0,0146*	0,7592	0,8881	0,1603	0,0921	0,9937
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,0394*	0,0411*	0,0044*	1,0000	0,8652	0,8575
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	0,2899	0,0230*	0,0011*	0,6314	0,1057	0,6674
	pr	120	0,3977	0,4160	0,0129*	1,0000	0,3723	0,3550
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,3378	0,2542	0,0228*	0,9980	0,5682	0,6779
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
MĘŻCZYŹNI	pr	60	0,4633	0,6787	0,1246	0,0636	0,0037*	0,6598
	pr	120	0,6352	0,2807	0,0802	0,0241*	0,0044*	0,9088
	pr	180	0,0371*	0,0482*	0,2930	0,9995	0,7278	0,7913
	pr	240	0,0019*	0,5410	0,4148	0,0519	0,0824	0,9965
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

statystycznie wyższe wartości  $Mm_{max}$  rejestrowane dla mięśni prostujących uzyskane w pomiarze 1 w porównaniu z pomiarami 3 i 4 w ruchu z prędkością 60°/s oraz istotnie wyższe wyniki pomiaru 1 w porównaniu z pomiarem 4 w ruchu z prędkością 120°/s. W grupie mężczyzn znaczące różnice stwierdzono między pomiarami 2 i 4 w ruchu z prędkością 60°/s, a także między pomiarami 2 i 3 oraz 2 i 4 przy prędkości 120°/s. W ruchu z prędkością 240°/s, zwłaszcza u wszystkich badanych łącznie i wśród mężczyzn, wartości zebrane w pomiarze 1 okazały się istotnie niższe niż wyniki pomiaru 2 (tab. 4, 7).

### 3.1.2. Praca maksymalna

Wykazano, że im wyższa była prędkość ruchu, tym wartości  $W_{\max}$  wykonanej w pojedynczym ruchu były niższe. Wyniki odnotowane wśród mężczyzn okazały się wyższe niż u kobiet niezależnie od zastosowanej prędkości ruchu. U wszystkich badanych, zarówno łącznie, jak i z uwzględnieniem podziału na płeć, najwyższe wartości  $W_{\max}$  mięśni prostujących staw kolanowy zarejestrowano w pomiarze 2, najniższe zaś w pomiarze 3. Podczas testów mięśni zginających staw kolanowy najwyższe wartości badanej cechy rejestrowano w pomiarze 4, a najniższe w pomiarze 1 (wszyscy badani łącznie oraz kobiety) i 3 (mężczyźni) (tab. 8).

#### *3.1.2.1. Analiza zależności między wartościami pracy maksymalnej wykonanej w pojedynczym ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

##### Zgodność pomiarów

Na podstawie analizy zgodności pomiarów  $W_{\max}$  stwierdzono, że mięśnie prostujące staw kolanowy charakteryzowały wyższe, w porównaniu z mięśniami zginającymi, wartości ICC.

Wyniki w obrębie obu ocenianych grup mięśni okazały się u wszystkich badanych łącznie wyższe niż u kobiet i mężczyzn analizowanych osobno. Zgodność pomiarów, niezależnie od porównania, obliczona dla wszystkich łącznie była bardzo wysoka, natomiast w grupie kobiet i grupie mężczyzn – w większości umiarkowana i słaba. Zarówno wśród kobiet, jak i mężczyzn, zwłaszcza w pomiarach z prędkością ruchu równą 60°/s i 120°/s, zaobserwowano wyższą zgodność pomiarów 2 z 3 i 4 niż 1 z 3 i 4 (tab. 9, 10). Odnotowano również niskie, a nawet ujemne wartości dolnej granicy przedziału ufności wyliczonej dla każdego współczynnika korelacji. Analiza powtarzalności pomiarów uwzględniająca prędkość ruchu pozwoliła wskazać na duże zróżnicowanie wartości ICC. Najwyższe ICC uzyskano przy prędkości 120°/s i 180°/s (wszyscy badani łącznie), 60°/s i 240°/s (kobiety) oraz 120°/s i 60°/s (mężczyźni). Najniższą zgodność pomiarów stwierdzono w grupie mężczyzn w testach wykonywanych z prędkością 240°/s (tab. 9, 10).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

Porównując wartości ICC, wykazano wyższą zgodność pomiarów  $W_{\max}$  mięśni prostujących staw kolanowy niż pomiarów obejmujących mięśnie zginające. W analizie wariancji nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic pomiędzy kolejnymi pomiarami mięśni prostujących (wyjątek stanowiły wyniki zebrane

Tabela 8. Wartości pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 36	pr	60	189,29	45,61	187,32	42,07	183,16	46,51	190,71	53,64	0,4399	0,24
	pr	120	164,27	35,24	170,63	43,23	160,70	38,43	158,44	36,52	0,0065*	0,86
	pr	180	151,09	37,32	157,60	39,45	155,11	37,94	152,53	39,10	0,2175	0,38
	pr	240	119,32	25,88	124,46	31,23	120,97	31,44	123,21	33,00	0,1171	0,50
WSZYSTCY n = 36	zg	60	92,79	28,90	94,29	20,61	99,43	27,49	102,95	33,08	0,0151*	0,79
	zg	120	88,69	27,47	87,01	28,34	84,48	22,87	87,15	24,96	0,5908	0,18
	zg	180	74,93	28,81	80,21	28,04	79,24	23,40	88,54	31,18	0,0004*	0,97
	zg	240	59,84	21,83	62,10	22,03	61,18	19,16	66,15	22,33	0,0221*	0,75
KOBIEТЫ n = 21	pr	60	161,85	24,09	160,86	17,83	150,32	18,01	152,15	17,62	0,2164	0,38
	pr	120	142,09	18,40	141,22	15,67	129,92	19,33	130,83	18,06	0,0843	0,55
	pr	180	125,60	14,21	131,28	14,55	124,14	12,93	125,94	18,56	0,5631	0,18
	pr	240	104,14	13,73	104,49	16,51	97,48	16,88	98,61	13,39	0,7043	0,14
KOBIEТЫ n = 21	zg	60	76,28	20,07	82,84	14,50	82,85	16,15	82,36	13,06	0,0101*	0,83
	zg	120	73,60	21,73	68,96	17,84	69,85	14,93	69,75	10,71	0,8584	0,09
	zg	180	55,64	17,54	62,58	18,27	61,91	14,58	66,16	12,00	0,0052*	0,88
	zg	240	46,98	15,98	48,57	14,40	48,33	14,11	49,73	9,02	0,1543	0,44
MĘŻCZYŹNI n = 15	pr	60	230,46	38,80	227,01	36,23	220,70	40,08	235,21	45,92	0,7762	0,11
	pr	120	197,55	27,21	211,81	34,75	195,89	19,08	192,96	19,94	0,0848	0,55
	pr	180	186,79	29,19	194,46	33,07	190,51	22,09	185,77	31,72	0,4835	0,21
	pr	240	142,09	23,03	154,42	22,80	147,82	20,49	151,59	24,73	0,0764	0,57
MĘŻCZYŹNI n = 15	zg	60	117,55	21,54	111,92	15,62	119,84	24,90	128,69	32,70	0,3020	0,30
	zg	120	109,81	19,80	112,29	19,48	102,48	17,47	110,89	17,98	0,0529	0,63
	zg	180	101,94	17,21	104,89	19,24	100,57	10,92	114,37	25,89	0,1198	0,48
	zg	240	77,83	15,21	81,05	16,04	76,99	10,78	86,68	15,72	0,1944	0,39

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 9. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI) ( $\pm 95\%$ ) wliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [ $^{\circ}$ /s]	ICC $\pm 95\%$ CI	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,84* 0,74-0,91	0,91* 0,84-0,95	0,74* 0,52-0,87	0,89* 0,78-0,95	0,72* 0,50-0,86	0,83* 0,66-0,92	0,91* 0,82-0,96	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,89* 0,81-0,94	0,88* 0,79-0,94	0,80* 0,62-0,90	0,93* 0,85-0,97	0,87* 0,6-0,95	0,93* 0,84-0,97	0,85* 0,71-0,93	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,89* 0,82-0,94	0,88* 0,77-0,94	0,85* 0,72-0,93	0,86* 0,73-0,93	0,91* 0,83-0,96	0,91* 0,82-0,96	0,86* 0,72-0,93	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,85* 0,75-0,92	0,81* 0,66-0,90	0,78* 0,59-0,89	0,85* 0,70-0,93	0,83* 0,62-0,92	0,91* 0,82-0,96	0,82* 0,64-0,91	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,69* 0,47-0,86	0,77* 0,52-0,90	0,48* 0,02-0,78	0,67* 0,28-0,87	0,63* 0,23-0,85	0,77* 0,44-0,92	0,75* 0,4-0,91	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,57* 0,32-0,79	0,58* 0,21-0,81	0,37 -0,09-0,72	0,51* 0,05-0,80	0,64* 0,21-0,86	0,76* 0,33-0,92	0,67* 0,25-0,87	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,60* 0,36-0,82	0,81* 0,40-0,93	0,58* 0,13-0,83	0,53* 0,06-0,81	0,37 -0,14-0,72	0,48* -0,04-0,79	0,80* 0,51-0,93	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,62* 0,38-0,83	0,79* 0,55-0,91	0,45* -0,04-0,76	0,71* 0,33-0,89	0,56* 0,13-0,82	0,77* 0,45-0,92	0,62* 0,17-0,85	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,65* 0,39-0,86	0,82* 0,55-0,94	0,41 -0,09-0,76	0,76* 0,37-0,92	0,33 -0,20-0,72	0,58* 0,05-0,85	0,82* 0,48-0,94	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,75* 0,53-0,91	0,75* 0,41-0,91	0,49* 0,00-0,80	0,92* 0,77-0,98	0,57* 0,02-0,85	0,80* 0,48-0,93	0,47 -0,10-0,81	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,69* 0,44-0,88	0,63* 0,21-0,86	0,42 -0,14-0,77	0,67* 0,25-0,89	0,76* 0,42-0,91	0,83* 0,54-0,95	0,51* -0,04-0,83	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,51* 0,23-0,79	0,53* 0,07-0,81	0,43 -0,15-0,77	0,61* 0,15-0,86	0,58* 0,05-0,85	0,74 0,34-0,91	0,34 -0,16-0,74	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )



Tabela 10. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI) ( $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,83* 0,71-0,91	0,05 -0,27-0,37	0,78* 0,58-0,89	0,77* 0,5-0,9	0,84* 0,7-0,92	0,84* 0,68-0,92	0,92* 0,84-0,96	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,82* 0,71-0,91	0,77* 0,59-0,87	0,70* 0,46-0,85	0,75* 0,54-0,88	0,91* 0,81-0,95	0,87* 0,73-0,94	0,91* 0,79-0,96	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,82* 0,69-0,91	0,82* 0,67-0,9	0,79* 0,59-0,9	0,70* 0,25-0,87	0,88* 0,77-0,94	0,85* 0,59-0,94	0,87* 0,72-0,94	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,63* 0,46-0,79	0,82* 0,67-0,9	0,76* 0,55-0,88	0,39* 0,05-0,66	0,87* 0,74-0,93	0,64* 0,35-0,81	0,60* 0,3-0,79	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,52* 0,26-0,76	0,02 -0,39-0,44	0,41* -0,04-0,73	0,32 -0,11-0,69	0,82* 0,56-0,93	0,63* 0,18-0,86	0,66* 0,24-0,87	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,35* 0,09-0,65	0,39* -0,03-0,7	0,24* -0,3-0,66	0,12 -0,45-0,59	0,69* 0,32-0,88	0,41 -0,11-0,75	0,68* 0,26-0,88	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,35* 0,11-0,64	0,63* 0,28-0,83	0,47* -0,04-0,78	0,07 -0,21-0,45	0,43* -0,07-0,75	0,16 -0,26-0,58	0,52* 0,06-0,8	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,64* 0,4-0,83	0,76* 0,5-0,9	0,68* 0,31-0,87	0,60* 0,15-0,84	0,60 0,16-0,84	0,68* 0,27-0,88	0,52* 0,03-0,81	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,75* 0,53-0,91	0,80* 0,5-0,93	0,67* 0,25-0,88	0,65* 0,2-0,88	0,69* 0,3-0,89	0,73* 0,3-0,91	0,91* 0,72-0,97	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,81* 0,6-0,93	0,75* 0,4-0,91	0,65* 0,2-0,87	0,72* 0,21-0,91	0,87* 0,65-0,96	0,78* 0,43-0,92	0,83* 0,24-0,96	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,64* 0,37-0,85	0,44* -0,08-0,77	0,32 -0,25-0,72	0,35 -0,11-0,72	0,88* 0,67-0,96	0,82* 0,27-0,95	0,76* 0,38-0,92	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,17 -0,05-0,53	0,43 -0,09-0,77	0,25 -0,33-0,68	-0,23 -0,61-0,31	0,78* 0,44-0,92	0,25 -0,26-0,68	0,22 -0,32-0,68	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 11. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	0,7786	0,1315	0,2917	0,0123*	0,0390*	0,9740
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	0,5060	0,0256*	0,0329*	0,4454	0,5034	0,9997
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,5244	0,0924	0,0004*	0,7491	0,0187*	0,1962
	zg	240	0,9745	0,4949	0,0226*	0,7547	0,0660	0,4288
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	0,0572	0,0152*	0,0294*	0,9490	0,9924	0,9938
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,5206	0,0831	0,0037*	0,7073	0,1144	0,6141
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
MĘŻCZYŹNI	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

u wszystkich uczestników badań łącznie w testach z prędkością 120°/s), w sposób istotny różniła się natomiast część porównań wyników otrzymanych w pomiarach mięśni zginających staw. W grupie kobiet w ruchu z prędkością 60°/s oraz u wszystkich badanych łącznie w ruchu z prędkością 60°/s, 180°/s i 240°/s najwyższą wartość  $W_{max}$  rejestrowano w pomiarze 4. Potwierdzono także istotność statystyczną różnic między pomiarami 1 i 4. Najniższe wartości badanej cechy uzyskano w pomiarze 1 przy najmniejszej prędkości ruchu. Potwierdzono istotność różnic między pomiarami 1 i 3. W grupie mężczyzn nie wykazano znamienych różnic pomiędzy kolejnymi testami (tab. 8, 11).

### 3.1.3. Praca całkowita

Praca całkowita rozumiana jest tu jako suma pracy wygenerowanej w trakcie pięciu ruchów prostowania lub zginania stawu kolanowego wykonanych z każdą zadaną prędkością. Najwyższe wartości  $W_{total}$  u wszystkich badanych uzyskano w testach realizowanych z najmniejszą prędkością (60°/s), a im była ona wyższa, tym wartości  $W_{total}$  były niższe. Niezależnie od zadanej prędkości mężczyźni osiągnęli wyższe wyniki omawianej cechy niż kobiety. Również niezależnie od prędkości ruchu wartości  $W_{total}$  mięśni prostujących staw kolanowy były wyższe w porównaniu z mięśniami zginającymi.

Najwyższe wartości  $W_{total}$  dotyczące mięśni prostujących staw uzyskano w pomiarach 1 lub 2, a najniższe – w pomiarze 4. Maksymalne wartości omawianej cechy w przypadku mięśni zginających rejestrowano zazwyczaj w pomiarze 3 lub 4. Różnorodność wyników uniemożliwia wskazanie zależności odnoszącej się do wartości najniższych (tab. 12).

#### *3.1.3.1. Analiza zależności między wartościami pracy całkowitej wykonanej przez mięśnie w kolejnych pomiarach*

##### Zgodność pomiarów

Analiza zgodność pomiarów przeprowadzona za pomocą ICC wskazała na bardzo wysoką powtarzalność testów u wszystkich badanych łącznie, zarówno w odniesieniu do mięśni prostujących, jak i zginających staw kolanowy, przy wszystkich zastosowanych prędkościach ruchu ( $90 > ICC > 72$ ). W grupie kobiet i mężczyzn osobno zgodność pomiarów można w większości przypadków uznać za umiarkowaną ( $0,90 > ICC > -0,25$ ). Porównując pomiary 1 i 3 oraz 1 i 4, odnotowano niską dolną granicę przedziału ufności (zbliżoną do 0), która świadczy o losowym charakterze zależności niektórych obserwacji. Zarówno wśród kobiet, jak i mężczyzn, zwłaszcza w próbach z prędkością ruchu równą 60°/s i 120°/s, zaobserwowano wyższą powtarzalność pomiaru 2 z 3 i 4 niż pomiaru 1 z 3 i 4 (tab. 13, 14).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

Zgodność pomiarów  $W_{total}$  można określić jako wysoką w analizach nieuwzględniających płci badanych oraz umiarkowaną w grupie kobiet i grupie mężczyzn (tab. 13, 14). Sprawdzając poziom istotności różnic między wartościami uzyskanymi w poszczególnych testach, stwierdzono brak istotnych statystycznie zależności w przypadku mięśni zginających staw, z wyjątkiem ruchu z prędkością 180°/s, w którym we wszystkich grupach badanych w pomiarze 4 reje-

Tabela 12. Wartości pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 36	pr	60	857,79	182,39	866,12	199,64	862,69	217,98	824,48	197,17	0,2227	0,38
	pr	120	768,79	171,55	777,15	196,09	738,92	180,36	714,89	171,81	0,0005*	0,97
	pr	180	688,80	188,01	704,01	175,85	706,49	178,05	706,55	183,80	0,0157*	0,78
	pr	240	560,50	146,15	582,47	185,30	544,02	135,98	514,97	119,39	0,6972	0,14
WSZYSTCY n = 36	zg	60	425,49	116,24	427,11	113,29	438,53	113,84	479,09	176,89	0,1257	0,49
	zg	120	405,94	135,68	403,49	144,83	390,21	130,04	395,73	136,47	0,6795	0,15
	zg	180	341,63	140,10	371,50	144,41	357,46	110,13	410,82	152,82	0,0001*	0,99
	zg	240	275,18	112,50	270,67	110,03	258,59	80,87	295,11	115,81	0,1013	0,53
KOBIEТЫ n = 21	pr	60	737,14	89,74	726,23	106,58	700,86	76,60	699,84	98,18	0,0934	0,54
	pr	120	639,48	82,44	633,33	85,56	599,95	86,93	586,82	77,06	0,0088*	0,84
	pr	180	541,88	63,80	565,26	49,06	561,17	66,63	577,27	101,08	0,3115	0,30
	pr	240	458,27	78,39	447,67	106,47	454,99	62,85	433,84	54,57	0,7107	0,13
KOBIEТЫ n = 21	zg	60	344,84	68,62	354,80	83,82	373,32	76,87	361,09	68,83	0,1863	0,41
	zg	120	305,77	80,52	296,01	84,09	307,73	77,86	299,46	55,78	0,9706	0,06
	zg	180	228,02	72,89	263,52	75,83	283,06	75,13	297,43	58,05	0,0109*	0,82
	zg	240	193,34	67,91	194,83	68,84	213,55	74,10	209,25	44,02	0,2729	0,33
MEŹCZYŹNI n = 15	pr	60	1006,3	155,75	1026,00	155,53	1047,6	173,67	994,45	169,15	0,8261	0,10
	pr	120	916,58	117,07	941,51	150,93	897,75	113,62	874,97	109,04	0,1017	0,51
	pr	180	845,51	142,85	862,58	124,24	872,56	99,49	868,15	124,76	0,0865	0,54
	pr	240	677,34	113,98	726,25	136,06	645,77	125,64	625,61	90,15	0,0977	0,52
MEŹCZYŹNI n = 15	zg	60	518,55	86,00	516,12	74,90	525,47	96,54	615,24	165,50	0,5409	0,18
	zg	120	512,79	93,81	518,14	100,43	484,49	113,06	516,06	107,85	0,1826	0,40
	zg	180	462,81	76,69	486,67	104,83	456,67	57,32	541,65	118,32	0,0145*	0,80
	zg	240	368,71	72,43	351,58	85,30	318,65	40,97	394,18	89,81	0,3658	0,26

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 13. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSZY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,84* 0,73-0,92	0,82* 0,64-0,91	0,82* 0,64-0,91	0,83* 0,66-0,92	0,82* 0,66-0,91	0,88* 0,75-0,94	0,84* 0,67-0,93	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,90* 0,83-0,95	0,88* 0,76-0,94	0,88* 0,72-0,94	0,89* 0,72-0,95	0,90* 0,71-0,96	0,91* 0,73-0,97	0,92* 0,83-0,96	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,86* 0,77-0,93	0,88* 0,75-0,94	0,84* 0,70-0,92	0,80* 0,58-0,91	0,91* 0,81-0,95	0,87* 0,74-0,94	0,88* 0,75-0,94	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,79* 0,66-0,89	0,78* 0,59-0,89	0,78* 0,58-0,89	0,78* 0,56-0,89	0,78* 0,57-0,89	0,85* 0,70-0,93	0,73* 0,47-0,87	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,67* 0,45-0,85	0,84* 0,61-0,94	0,55* 0,12-0,81	0,56* 0,12-0,82	0,70* 0,34-0,88	0,65* 0,25-0,87	0,72* 0,34-0,9	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,65* 0,41-0,84	0,60* 0,16-0,84	0,61* 0,18-0,84	0,54* 0,05-0,82	0,65* 0,25-0,86	0,77* -0,16-0,94	0,73* 0,37-0,90	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,53* 0,27-0,77	0,66* 0,26-0,87	0,45* -0,02-0,77	0,53* 0,08-0,81	0,18 -0,37-0,62	0,42 -0,11-0,76	0,71* 0,34-0,89	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,50* 0,24-0,76	0,47* -0,03-0,78	0,42 -0,1-0,75	0,51* 0,04-0,80	0,52* 0,04-0,80	0,66* 0,24-0,87	0,46* -0,02-0,78	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,68* 0,37-0,90	0,43 -0,17-0,79	0,59* 0,04-0,86	0,71* 0,17-0,92	0,50* -0,08-0,82	0,79* 0,39-0,94	0,60* -0,04-0,88	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,77* 0,54-0,92	0,68* 0,26-0,88	0,63* 0,18-0,87	0,76* 0,39-0,92	0,74* 0,24-0,92	0,74* 0,34-0,92	0,75* 0,30-0,93	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,56* 0,28-0,83	0,57* 0,10-0,84	0,46* -0,07-0,79	0,33 -0,18-0,73	0,75* 0,35-0,92	0,71* 0,29-0,91	0,52* -0,06-0,84	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,55* 0,23-0,84	0,52* 0,05-0,81	0,53* -0,02-0,83	0,33 -0,41-0,79	0,55* -0,05-0,85	0,64* 0,12-0,89	0,37 -0,29-0,79	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 14. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik $\pm 95\%CI$	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,81* 0,69-0,91	0,87* 0,73-0,94	0,79* 0,6-0,90	0,77* 0,53-0,89	0,86* 0,72-0,93	0,78* 0,58-0,90	0,90* 0,79-0,96	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,89* 0,82-0,94	0,84* 0,70-0,92	0,85* 0,71-0,93	0,84* 0,68-0,92	0,91* 0,82-0,96	0,93* 0,86-0,97	0,92* 0,82-0,96	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,79* 0,63-0,89	0,82* 0,66-0,91	0,79* 0,56-0,90	0,75* 0,14-0,91	0,79* 0,61-0,90	0,86* 0,57-0,95	0,83* 0,64-0,92	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,82* 0,69-0,91	0,84* 0,70-0,92	0,72* 0,47-0,86	0,85* 0,71-0,93	0,78* 0,57-0,89	0,84* 0,65-0,93	0,61* 0,30-0,81	
KOBIEITY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,55-0,90	0,71* 0,33-0,89	0,73* 0,34-0,90	0,75* 0,41-0,91	0,74* 0,41-0,90	0,72* 0,34-0,90	0,83* 0,57-0,94	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,48-0,87	0,62* 0,20-0,85	0,79* 0,49-0,92	0,54* 0,04-0,82	0,73* 0,39-0,90	0,68* 0,27-0,88	0,78* 0,47-0,92	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,41* 0,16-0,69	0,33 -0,13-0,69	0,53* -0,02-0,82	0,21 -0,15-0,59	0,34 -0,16-0,71	0,25 -0,2-0,64	0,55* 0,09-0,82	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,71* 0,50-0,87	0,68* 0,29-0,88	0,68* 0,31-0,87	0,73* 0,38-0,90	0,73* 0,40-0,90	0,72* 0,35-0,89	0,64* 0,20-0,87	
MĘZCZYJNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,51* 0,18-0,83	0,73* 0,28-0,91	0,48 -0,11-0,82	0,46* -0,08-0,81	0,77* 0,34-0,93	0,51* -0,02-0,83	0,81* 0,43-0,95	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,80* 0,59-0,93	0,60* 0,14-0,85	0,63* 0,20-0,86	0,61* 0,11-0,87	0,87* 0,62-0,96	0,92* 0,73-0,98	0,83* 0,39-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,54* 0,23-0,83	0,62* 0,20-0,85	0,24 -0,40-0,71	0,49* -0,24-0,83	0,67* 0,17-0,89	0,83* -0,09-0,96	0,55* -0,01-0,86	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,43* 0,11-0,79	0,61* 0,15-0,85	-0,25 -0,75-0,40	0,49* -0,07-0,82	0,28 -0,37-0,73	0,61* 0,14-0,86	-0,17 -0,63-0,45	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 15. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	0,9999	0,0148*	0,0086*	0,0178*	0,0104*	0,9977
	pr	180	0,3009	0,2306	0,0078*	0,9987	0,4139	0,5072
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,3675	0,0285*	0,0002*	0,6168	0,0132*	0,2322
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	0,9980	0,1047	0,0284*	0,1504	0,0438*	0,9411
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,5886	0,0773	0,0097*	0,6199	0,1842	0,8352
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
MEŻCZYŹNI	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,7519	0,5366	0,0096*	0,9840	0,0912	0,1810
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

strowano wartości istotnie niższe niż w pomiarze 1. Wyniki pomiarów mięśni prostujących staw kolanowy zebrane w grupie mężczyzn nie różniły się w sposób istotny. Analiza wariancji pozwoliła natomiast wykazać istotne zróżnicowanie wyników testów wykonywanych z prędkością 120°/s u wszystkich badanych łącznie i w grupie kobiet oraz prób z prędkością 180°/s u wszystkich badanych łącznie (tab. 12, 15).

### 3.1.4. Średnia moc

Zaobserwowano, że im wyższa była prędkość ruchu, tym wartość  $P_{sr}$  mięśni były wyższe, zatem najwyższe wyniki odnotowano w ruchu z prędkością 180°/s lub 240°/s, a najniższe przy prędkości 60°/s. W każdym pomiarze mięśnie prostujące staw osiągały niemal dwukrotnie wyższe wartości niż mięśnie zginające. Porównując  $P_{sr}$  uzyskaną osobno przez kobiety i mężczyzn, zauważono znacząco wyższe jej wartości u badanych płci męskiej.

Najwyższe wartości omawianej cechy w przypadku mięśni prostujących staw zebrano w pomiarze 2, a najniższe w pomiarze 4. Maksymalne wartości  $P_{sr}$  w odniesieniu do mięśni zginających obserwowano u wszystkich badanych łącznie i u mężczyzn w pomiarze 4 oraz u kobiet w pomiarze 3 (tab. 16).

#### *3.1.4.1. Analiza zależności między wartościami średniej mocy rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

##### Zgodność pomiarów

Analiza zgodność pomiarów  $P_{sr}$  przeprowadzona za pomocą ICC pozwoliła wykazać bardzo wysoką i wysoką powtarzalność testów u wszystkich badanych łącznie, zarówno dla mięśni prostujących, jak i zginających staw kolanowy, przy wszystkich zastosowanych prędkościach ruchu ( $93 > ICC > 69$ ).

Zauważono również, że im wyższa była prędkość ruchu, tym wartości ICC były niższe. W grupie kobiet i grupie mężczyzn okazały się one niższe w porównaniu z wartościami wyliczonymi dla wszystkich badanych łącznie i w większości wskazywały na umiarkowaną i słabą zgodność pomiarów. Porównania obejmujące mięśnie zginające staw kolanowy charakteryzowały się niską lub ujemną dolną granicą przedziału ufności wyliczoną dla każdego ICC. Najwyższą zgodność pojedynczych par pomiarów obserwowano w ruchu z prędkością 60°/s, natomiast najniższą przy prędkości 240°/s lub 180°/s. Najwyższą wartość ICC wykazywano najczęściej podczas porównań pomiarów 2 i 4, najniższą zaś – zestawiając pomiary 1 i 3 lub 1 i 4 (tab. 17, 18).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

Wysoką zgodność pomiarów  $P_{sr}$  obserwowano jedynie w porównaniach dotyczących wszystkich uczestników badań łącznie. Współczynnik ICC szacowany osobno dla kobiet i dla mężczyzn wskazywał na umiarkowane bądź słabe powiązanie poszczególnych par pomiarów (tab. 17, 18). W analizie wariancji przeprowadzonej dla testów mięśni prostujących staw kolanowy odnotowano istotne statystycznie różnice w większości porównań. W przypadku mięśni



Tabela 16. Wartości średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 36	pr	60	113,34	31,56	115,8	35,24	113,25	35,99	110,71	35,33	0,0016*	0,93
	pr	120	171,72	44,54	175,43	51,36	164,86	46,84	160,03	46,82	0,0002*	0,98
	pr	180	202,1	56,38	219,83	63,56	217,73	60,13	214,79	62,92	0,0047*	0,88
	pr	240	203,38	53,22	219,29	66,36	205,75	56,93	201,86	60,21	0,0034*	0,92
WSZYSTCY n = 36	zg	60	55,73	17,57	56,93	18,96	58,24	17,19	59,24	22,27	0,0537	0,63
	zg	120	85,03	29,61	88,61	31,82	82,86	27,92	86,31	32,24	0,5386	0,20
	zg	180	99,21	37,71	112,53	41,29	115,6	41,69	116,13	43,8	0,0000*	1,00
	zg	240	98,25	39,1	99,36	41,34	94,02	32,01	102,51	39,13	0,3425	0,29
KOBIEТЫ n = 21	pr	60	91,69	11,74	92,04	11,82	90,06	13,43	84,23	12,31	0,0831	0,56
	pr	120	140,86	18,95	138,95	19,5	132,84	21,36	124,29	16,57	0,0482*	0,64
	pr	180	165,9	25,44	175,4	24,73	170,64	20,87	168,82	28,5	0,2789	0,33
	pr	240	167,52	26,45	174,24	29,19	170,61	25,65	157,18	18,83	0,1615	0,43
KOBIEТЫ n = 21	zg	60	43,27	8,79	44,94	9,70	48,29	8,40	42,71	8,62	0,0170*	0,78
	zg	120	64,37	15,78	66,66	16,46	67,51	18,8	61,68	13,68	0,6379	0,16
	zg	180	73,89	25,28	85,23	24,45	85,31	22,42	82,85	17,08	0,0627	0,60
	zg	240	73,15	24,24	74,86	26,87	76,38	27,91	72,82	18,95	0,5239	0,20
MĘŻCZYŹNI n = 15	pr	60	143,66	24,59	151,44	27,45	139,76	35,53	141,27	27,25	0,0056*	0,88
	pr	120	214,93	31,91	226,5	35,5	201,45	40,8	201,28	34,24	0,0016*	0,95
	pr	180	252,78	48,01	282,02	46,06	271,54	41,40	267,83	47,66	0,0122*	0,81
	pr	240	253,58	38,12	282,37	49,86	245,91	56,68	253,42	48,66	0,0001*	0,99
MĘŻCZYŹNI n = 15	zg	60	72,35	11,28	74,9	14,68	71,52	17,11	78,31	17,14	0,5548	0,18
	zg	120	112,58	19,19	117,87	22,02	101,76	25,99	114,74	22,06	0,1467	0,45
	zg	180	133,56	20,21	148,93	29,06	150,21	29,62	154,54	31,52	0,0003*	0,99
	zg	240	130,05	30,14	133,65	32,88	117,54	19,92	136,76	25,56	0,5087	0,20

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 17. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik ICC $\pm 95\%CI$	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,93* 0,86-0,96	0,93* 0,86-0,96	0,89* 0,79-0,95	0,93* 0,83-0,97	0,90* 0,78-0,95	0,93* 0,66-0,98	0,93* 0,86-0,97	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,88* 0,79-0,94	0,90* 0,82-0,95	0,85* 0,70-0,93	0,87* 0,67-0,95	0,85* 0,64-0,94	0,88* 0,56-0,95	0,90* 0,78-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,88* 0,79-0,94	0,85* 0,63-0,93	0,82* 0,63-0,92	0,82* 0,62-0,91	0,91* 0,82-0,96	0,89* 0,77-0,95	0,91* 0,81-0,96	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,86* 0,76-0,93	0,80* 0,61-0,90	0,82* 0,66-0,91	0,87* 0,74-0,94	0,80* 0,56-0,91	0,92* 0,69-0,97	0,85* 0,69-0,93	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,61* 0,37-0,82	0,66* 0,32-0,85	0,41 -0,12-0,75	0,39* -0,07-0,73	0,70* 0,32-0,88	0,71* 0,28-0,90	0,79* 0,45-0,93	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,57* 0,32-0,80	0,68* 0,36-0,86	0,53* 0,06-0,81	0,30 -0,13-0,68	0,68* 0,29-0,88	0,70* 0,10-0,90	0,66* 0,27-0,87	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,50* 0,24-0,75	0,80* 0,44-0,92	0,44* 0-0,75	0,38 -0,11-0,73	0,36 -0,15-0,72	0,35 -0,20-0,73	0,70* 0,30-0,89	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,59* 0,34-0,81	0,78* 0,54-0,91	0,57* 0,15-0,82	0,52* 0,02-0,81	0,65* 0,23-0,86	0,52* 0,06-0,80	0,57* 0,11-0,83	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,84* 0,65-0,95	0,82* 0,47-0,94	0,81* 0,52-0,94	0,89* 0,65-0,96	0,79* 0,23-0,94	0,82* -0,11-0,96	0,86* 0,57-0,96	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,68* 0,39-0,88	0,69* 0,30-0,88	0,63* 0,17-0,86	0,70* 0,26-0,90	0,61* -0,26-0,88	0,62* 0,04-0,87	0,75* 0,34-0,92	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,67* 0,41-0,87	0,56* 0,05-0,83	0,51* 0,04-0,81	0,55* 0,08-0,84	0,73* 0,36-0,90	0,72* 0,33-0,91	0,73* 0,29-0,91	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,65* 0,34-0,87	0,34 -0,10-0,70	0,63* 0,17-0,86	0,65* 0,16-0,88	0,56* -0,22-0,86	0,86* -0,09-0,97	0,69* 0,21-0,90	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 18. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSZY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,88* 0,79-0,94	0,93* 0,86-0,97	0,79* 0,56-0,90	0,90* 0,79-0,95	0,88* 0,76-0,95	0,93* 0,86-0,97	0,89* 0,76-0,95	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,89* 0,81-0,94	0,86* 0,73-0,93	0,78* 0,58-0,89	0,89* 0,78-0,95	0,85* 0,71-0,93	0,92* 0,84-0,96	0,92* 0,82-0,96	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,85* 0,71-0,93	0,81* 0,6-0,91	0,76* 0,33-0,9	0,80* 0,34-0,92	0,87* 0,75-0,94	0,91* 0,81-0,96	0,93* 0,85-0,97	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,60-0,87	0,81* 0,65-0,9	0,69* 0,41-0,85	0,73* 0,48-0,87	0,76* 0,54-0,88	0,90* 0,79-0,95	0,74* 0,49-0,88	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,66* 0,41-0,85	0,78* 0,53-0,91	0,58* 0,02-0,85	0,62* 0,14-0,86	0,65* 0,16-0,87	0,59* 0,11-0,84	0,76* -0,16-0,93	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,43* 0,15-0,73	0,68* 0,34-0,87	0,62* 0,20-0,85	0,28 -0,32-0,70	0,61* 0,18-0,85	0,68* 0,24-0,89	0,83* 0,56-0,94	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,29* 0,05-0,62	0,59* 0,20-0,82	0,38* -0,08-0,73	0,60* 0,07-0,86	0,21 -0,28-0,63	0,04 -0,42-0,52	0,63* 0,18-0,86	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,47* 0,19-0,75	0,82* 0,59-0,93	0,33 -0,18-0,71	0,73* 0,32-0,91	0,66* 0,28-0,87	0,70* 0,32-0,89	0,59* 0,12-0,84	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,43-0,90	0,84* 0,56-0,94	0,52* -0,04-0,83	0,73* 0,32-0,91	0,82* 0,47-0,94	0,90* 0,69-0,97	0,74* 0,23-0,93	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,73* 0,48-0,90	0,49* 0,00-0,79	0,46* -0,05-0,79	0,72* 0,30-0,90	0,78* -0,16-0,94	0,79* 0,45-0,93	0,79* 0,41-0,94	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,68* 0,36-0,89	0,47* -0,01-0,78	0,39* -0,09-0,75	0,40* -0,11-0,77	0,84* 0,58-0,94	0,89* 0,68-0,96	0,88* 0,64-0,96	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,33* 0,03-0,70	0,41 -0,13-0,76	0,25 -0,38-0,71	0,09 -0,47-0,59	0,39 -0,21-0,77	0,75* 0,36-0,92	0,23 -0,38-0,72	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 19. Istotności statystyczne różnic między wartościami średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,8015	0,2023	0,0451*	0,0253*	0,0035*	0,9032
	pr	120	0,8897	0,0319*	0,0123*	0,0041*	0,0014*	0,9857
	pr	180	0,0072*	0,0484*	0,0170*	0,9000	0,9909	0,9790
	pr	240	0,0080*	0,9986	0,9603	0,0049*	0,0319*	0,9139
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,0435*	0,0002*	0,0005*	0,1471	0,4159	0,9299
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	0,9982	0,6656	0,0584	0,7675	0,0859	0,4667
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	0,9116	0,0183*	0,9583	0,0867	0,9986	0,0613
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
MĘŻCZYŹNI	pr	60	0,4048	0,2518	0,4104	0,0082*	0,0184*	0,9880
	pr	120	0,7307	0,0452*	0,1577	0,0034*	0,0158*	0,9324
	pr	180	0,0093*	0,1989	0,0592	0,5255	0,8680	0,9305
	pr	240	0,0040*	0,5117	0,6992	0,0002*	0,0583	0,0815
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,0110*	0,0006*	0,0011*	0,6517	0,8042	0,9934
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

zginających istotność różnic dotyczyła pomiarów w ruchu z prędkością 180°/s u wszystkich badanych łącznie i w grupie mężczyzn: w pomiarze 1 uzyskano najniższe wartości  $P_{sr}$  różniące się w sposób istotny statystycznie od pozostałych. Wśród kobiet znaczące różnice obserwowano jedynie pomiędzy testami 1 i 3 obejmującymi pomiary mięśni zginających w ruchu z prędkością 60°/s (tab. 16, 19).

### 3.1.5. Czas przyśpieszania ruchu

Wykazano, że im większa była zadana prędkość ruchu, tym czas jego przyśpieszania był dłuższy. W przypadku mięśni prostujących zaobserwowano, że najkrótszy czas potrzebny do osiągnięcia zadanej prędkości ruchu dotyczył testów wykonywanych z prędkością równą 120°/s. Powyżej tej wartości im większa była prędkość ruchu, tym ACC był dłuższy. W analizie wyników rejestrowanych w grupie kobiet i grupie mężczyzn odnotowano niższe wartości ACC wśród mężczyzn. Zestawiając wyniki czterech kolejnych pomiarów, zauważono, że najdłuższy czas przyśpieszania ruchu występował w pomiarze 1. Wyniki pomiarów 2, 3 i 4 nie różniły się istotnie statystycznie. Pomiar ACC charakteryzowały się dużym rozproszeniem wyników, o czym świadczą wysokie wartości rozstępu kwartyłowego (IQR) (tab. 20).

#### *3.1.6.1. Analiza zależności między wartościami czasu przyśpieszania ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

##### Zgodność pomiarów

Zgodność pomiarów ACC w badaniach stawu kolanowego nie mogła być szacowana za pomocą ICC z powodu braku normalności rozkładu cechy. Do analizy wykorzystano współczynnik zgodności pomiarów W Kendalla. Mimo wartości świadczących o wysokim i umiarkowanym powiązaniu pomiarów ( $0,93 > W \text{ Kendalla} > 0,42$ ) istotność statystyczną potwierdzono jedynie dla części porównań u wszystkich uczestników badań łącznie. W testach obejmujących osobno grupę kobiet i grupę mężczyzn w większości analiz nie wykazano zależności istotnej statystycznie (tab. 21, 22).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

Analiza wariancji nie potwierdziła istotności statystycznej w zakresie różnic między pomiarami, niezależnie od zadanej prędkości ruchu i grupy badanej. Wyjątek wskazujący na znamienne różnicę stanowiło porównanie pomiarów 1 i 2 w grupie kobiet w testach wykonywanych z prędkością 60°/s (mięśnie prostujące staw) i 240°/s (mięśnie zginające) (tab. 20, 23).

Tabela 20. Wartości czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA
			mediana	IQR	mediana	IQR	mediana	IQR	mediana	IQR	
WSPYSCY n = 36	pr	60	40,00	20,00	30,00	10,00	40,00	10,00	30,00	10,00	0,1501
	pr	120	50,00	20,00	50,00	20,00	50,00	30,00	50,00	30,00	0,7025
	pr	180	70,00	20,00	65,00	30,00	70,00	30,00	60,00	30,00	0,7160
	pr	240	90,00	35,00	80,00	30,00	80,00	30,00	90,00	40,00	0,2624
	zg	60	50,00	40,00	30,00	30,00	30,00	30,00	35,00	30,00	0,0712
	zg	120	40,00	20,00	40,00	30,00	40,00	20,00	40,00	20,00	0,4268
	zg	180	40,00	10,00	40,00	20,00	40,00	20,00	50,00	15,00	0,8451
	zg	240	60,00	20,00	50,00	30,00	50,00	10,00	50,00	20,00	0,1137
KOBIEITY n = 21	pr	60	50,00	20,00	40,00	20,00	40,00	0,00	40,00	10,00	0,0305*
	pr	120	60,00	20,00	60,00	10,00	50,00	25,00	60,00	20,00	0,6082
	pr	180	80,00	20,00	80,00	10,00	70,00	30,00	80,00	30,00	0,5013
	pr	240	100,00	30,00	90,00	30,00	100,00	35,00	100,00	20,00	0,6823
	zg	60	50,00	50,00	30,00	10,00	30,00	20,00	40,00	20,00	0,0649
	zg	120	40,00	20,00	50,00	20,00	40,00	20,00	50,00	20,00	0,4448
	zg	180	50,00	10,00	50,00	20,00	50,00	20,00	50,00	20,00	0,8319
	zg	240	60,00	20,00	60,00	20,00	60,00	10,00	60,00	10,00	0,0311*
MEZCZYJNI n = 15	pr	60	30,00	20,00	30,00	10,00	30,00	20,00	30,00	10,00	0,5079
	pr	120	40,00	10,00	40,00	10,00	45,00	10,00	40,00	10,00	0,1746
	pr	180	60,00	20,00	50,00	20,00	50,00	20,00	50,00	20,00	0,2458
	pr	240	70,00	10,00	60,00	20,00	70,00	30,00	60,00	10,00	0,0993
	zg	60	40,00	30,00	30,00	30,00	25,00	25,00	20,00	35,00	0,6698
	zg	120	35,00	30,00	30,00	20,00	40,00	20,00	30,00	20,00	0,4634
	zg	180	35,00	20,00	30,00	10,00	40,00	10,00	40,00	20,00	0,4633
	zg	240	50,00	20,00	40,00	10,00	50,00	10,00	40,00	20,00	0,9156

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy; zg – mięśnie zginające staw kolanowy; IQR – rozstęp kwartylowy

\* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 21. Wartości współczynnika zgodności W Kendalla wyliczone między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar						
		1, 2, 3, 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	60	0,67	0,67	0,70	0,56	0,72	0,61	0,67
	120	0,77*	0,77*	0,75	0,76*	0,74	0,80*	0,70
	180	0,78*	0,78*	0,73	0,74	0,80*	0,69	0,77*
	240	0,77*	0,77*	0,68	0,78*	0,75	0,86*	0,82*
KOBIECY	60	0,74	0,74	0,82	0,28	0,69	0,74	0,40
	120	0,61	0,73	0,59	0,70	0,55	0,70	0,74
	180	0,72	0,72	0,49	0,59	0,58	0,59	0,69
	240	0,85*	0,82*	0,57	0,65	0,80	0,73	0,70
MĘŻCZYŻNI	60	0,49	0,49	0,49	0,55	0,64	0,41	0,75
	120	0,61	0,91	0,85	0,69	0,87	0,68	0,67
	180	0,74	0,74	0,76	0,72	0,72	0,58	0,84
	240	0,69	0,68	0,68	0,75	0,64	0,93*	0,83

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 22. Wartości współczynnika zgodności W Kendalla wyliczone między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar						
		1, 2, 3, 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	60	0,76*	0,76*	0,78*	0,76	0,75	0,63	0,66
	120	0,77*	0,77*	0,69	0,70	0,75*	0,84*	0,80*
	180	0,83*	0,83*	0,78*	0,82	0,80*	0,88*	0,81*
	240	0,72*	0,72*	0,76*	0,70	0,78*	0,74	0,88*
KOBIECY	60	0,67	0,67	0,66	0,62	0,80	0,45	0,61
	120	0,68	0,72	0,66	0,71	0,68	0,72	0,81
	180	0,61	0,61	0,49	0,54	0,70	0,76	0,59
	240	0,54	0,54	0,58	0,49	0,72	0,50	0,77
MĘŻCZYŻNI	60	0,58	0,58	0,78	0,79	0,52	0,42	0,50
	120	0,55	0,54	0,72	0,30	0,85	0,77	0,55
	180	0,74	0,74	0,63	0,73	0,44	0,60	0,52
	240	0,52	0,52	0,47	0,58	0,71	0,81	0,65

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 23. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Dunn–Bonferroni

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	0,0312*	0,8838	0,2953	1,0000	1,0000	1,0000
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	0,0375*	1,0000	1,0000	0,3455	0,4839	1,0000
MĘZCZYŹNI	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw kolanowy, zg – mięśnie zginające staw kolanowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA Friedmana

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

### 3.2. POMIARY CECH FIZYCZNYCH MIĘŚNI ZGINAJĄCYCH I PROSTUJĄCYCH TUŁÓW

Izokinetyczne pomiary mięśni zginających i prostujących tułów przeprowadzono czterokrotnie u 35 osób (20 kobiet i 15 mężczyzn). Zadane prędkości ruchu wynosiły 60°/s, 120°/s i 180°/s. Zaobserwowano istotne statystycznie zróżnicowanie wyników kobiet i mężczyzn dotyczące większości analizowanych cech (tab. 24). Wartości szczytowego momentu siły mięśniowej ( $M_{m_{max}}$ ), pracy



Tabela 24. Istotności statystyczne różnic między wartościami wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających tułów u kobiet i mężczyzn

Cecha	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1 p K vs M		Pomiar 2 p K vs M		Pomiar 3 p K vs M		Pomiar 4 p K vs M	
		pr	zg	pr	zg	pr	zg	pr	zg
M <sub>max</sub> [Nm]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0001*	< 0,0001*	0,0001*	< 0,0001*	0,0027*
W <sub>max</sub> [J]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
W <sub>total</sub> [J]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
P <sub>sr</sub> [W]	60	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	120	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
ACC [ms]	60	< 0,0001*	0,0060*	< 0,0001*	0,0239*	< 0,0001*	0,0001*	0,0012*	0,1192
	120	< 0,0001*	0,0018*	< 0,0001*	0,0456*	< 0,0001*	0,0032*	0,0428*	0,0151*
	180	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	0,0001*	< 0,0001*	0,0001*	0,1456	0,0004*

K – kobiety, M – mężczyźni, M<sub>max</sub> – szczytowy moment siły mięśniowej, W<sub>max</sub> – praca maksymalna, W<sub>total</sub> – praca całkowita,P<sub>sr</sub> – średnia moc, ACC – czas przyspieszania ruchu, pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów

\* różnica istotna statystycznie (p &lt; 0,05)

maksymalnej ( $W_{\max}$ ), pracy całkowitej ( $W_{\text{total}}$ ) i średniej mocy ( $P_{\text{sr}}$ ) okazały się istotnie wyższe w grupie mężczyzn (zob. tab. 25, 29, 33, 37, 41).

Odnotowane różnice skłoniły do prowadzenia dalszych analiz dwutorowo. Zmienność mierzonych cech rozpatrywano dla wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno dla grupy kobiet i grupy mężczyzn.

### 3.2.1. Szczytowy moment siły mięśniowej

W badaniach wykazano, że wraz ze wzrostem prędkości ruchu wartości  $Mm_{\max}$  zmniejszały się. W przypadku mięśni zginających tułów wyniki okazały się o ponad 50% niższe w porównaniu z wartościami uzyskanymi dla mięśni prostujących. Zależność ta dotyczyła każdego pomiaru we wszystkich ocenianych grupach badanych. Niezależnie od zastosowanej prędkości ruchu najwyższe wyniki  $Mm_{\max}$  mięśni zginających i prostujących tułów zebrano w pomiarze 3 lub 4, a najniższe w pomiarze 1 (tab. 25).

#### 3.2.1.1. Analiza zależności między wartościami szczytowego momentu siły mięśniowej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach

##### Zgodność pomiarów

Zgodność wszystkich pomiarów  $Mm_{\max}$  oceniana za pomocą ICC okazała się nieznacznie wyższa dla mięśni prostujących tułów w porównaniu z mięśniami zginającymi. Najwyższą powtarzalność testów zaobserwowano u wszystkich badanych łącznie. Średnia wartość ICC wynosiła w ich przypadku 0,88 dla mięśni prostujących i 0,82 dla mięśni zginających tułów, co wskazuje na wysoką zgodność pomiarów. Powtarzalność ocenianą osobno wśród kobiet i wśród mężczyzn uznano za umiarkowaną przy wartościach ICC wynoszących średnio 0,69 i 0,61 (kobiety) oraz 0,59 i 0,54 (mężczyźni). Odnotowano wyższą zgodność pomiarów w grupie kobiet w porównaniu z mężczyznami.

Powtarzalność testów analizowana dla wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno w grupie kobiet i grupie mężczyzn była najwyższa zazwyczaj w próbach wykonywanych z prędkością 120°/s w przypadku mięśni prostujących tułów i 60°/s w przypadku mięśni zginających. Najniższe wartości ICC dla wszystkich grup badanych obserwowano między pomiarami 1 i 3 oraz 1 i 4 (tab. 26, 27).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

W większości analiz zaobserwowano wysoką zgodność pomiarów wyliczaną u wszystkich badanych łącznie oraz umiarkowaną w grupie kobiet i grupie

Tabela 25. Wartości szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSCY n = 35	pr	60	202,17	79,74	215,83	89,11	235,69	93,95	231,29	94,37	0,0001*	1,00
	pr	120	186,09	96,24	196,33	96,17	209,67	92,94	213,27	88,35	0,0000*	1,00
	pr	180	162,85	72,28	178,50	90,43	197,03	90,18	197,63	86,93	0,0001*	0,99
WSZYSCY n = 35	zg	60	137,61	50,43	143,03	52,86	150,80	58,69	150,46	57,69	0,0000*	1,00
	zg	120	119,12	50,88	120,69	50,31	128,14	41,05	129,61	44,19	0,0062*	0,86
	zg	180	99,08	39,25	111,57	46,54	115,94	40,42	112,10	41,72	0,0009*	0,85
KOBIEТЫ n = 20	pr	60	145,22	32,80	150,68	31,00	171,14	34,44	165,24	32,39	0,0037*	0,96
	pr	120	119,69	42,09	124,27	40,11	151,63	44,11	152,22	37,77	0,0000*	1,00
	pr	180	113,99	37,52	114,94	49,13	145,65	56,50	142,98	47,47	0,0001*	0,99
KOBIEТЫ n = 20	zg	60	98,98	20,01	102,95	22,98	111,94	23,86	110,76	25,27	0,0009*	0,95
	zg	120	81,83	27,09	83,83	25,86	102,17	22,87	102,14	30,71	0,0002*	0,99
	zg	180	75,97	30,36	87,10	37,77	95,58	31,85	94,16	38,84	0,0246*	0,73
MĘŻCZYŹNI n = 15	pr	60	278,11	56,30	302,71	61,89	341,31	54,13	333,36	59,09	0,0020*	0,90
	pr	120	274,63	73,41	292,41	54,51	304,64	69,97	307,62	51,62	0,4414	0,23
	pr	180	228,01	53,10	263,25	55,83	281,10	69,42	282,07	62,27	0,0608	0,60
MĘŻCZYŹNI n = 15	zg	60	189,13	25,63	196,47	26,73	214,38	38,89	211,80	33,85	0,0113*	0,83
	zg	120	168,85	25,57	169,83	26,66	170,63	25,11	172,06	22,32	0,9825	0,06
	zg	180	129,91	26,63	144,19	36,45	149,25	29,74	139,82	29,88	0,1814	0,40

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 26. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,89*	0,92*	0,86*	0,85*	0,88*	0,85*	0,88*	0,96*
			0,78-0,95	0,82-0,96	-0,08-0,96	0,50-0,94	0,62-0,95	0,68-0,93	0,91-0,98	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,92*	0,95*	0,89*	0,89*	0,92*	0,94*	0,95*
WSZYSTCY	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,85-0,96	0,89-0,97	0,57-0,96	0,60-0,96	0,80-0,96	0,81-0,97	0,90-0,98	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,84*	0,84*	0,76*	0,73*	0,90*	0,89*	0,91*
			0,72-0,92	0,70-0,92	0,33-0,90	0,36-0,88	0,76-0,95	0,76-0,95	0,82-0,96	
WSZYSTCY	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,63*	0,83*	0,54*	0,42	0,74*	0,53*	0,69*	
			0,39-0,82	0,63-0,93	0,01-0,82	-0,01-0,73	-0,16-0,92	0,11-0,80	0,33-0,87	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,72*	0,75*	0,65*	0,65*	0,68*	0,73*	0,86*
KOBIECY	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,42-0,88	0,48-0,89	-0,17-0,89	-0,16-0,90	0,13-0,88	-0,21-0,92	0,65-0,95	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,71*	0,84*	0,58*	0,66*	0,71*	0,66*	0,84*
			0,47-0,87	0,63-0,93	0,06-0,83	0,05-0,89	0,21-0,90	0,25-0,87	0,62-0,94	
KOBIECY	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,48*	0,68*	0,51*	0,48*	0,31	0,25	0,88*	
			0,17-0,79	0,26-0,88	-0,10-0,87	-0,11-0,83	-0,18-0,73	-0,30-0,71	0,60-0,97	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,73*	0,86*	0,73*	0,59*	0,74*	0,73*	0,83*
MĘŻCZYŹNI	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,48-0,91	0,59-0,95	0,30-0,92	0,06-0,87	0,28-0,92	0,28-0,92	0,46-0,96	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,48*	0,39*	0,40*	0,07	0,79*	0,70*	0,75*
			0,18-0,79	-0,06-0,73	-0,11-0,78	-0,35-0,57	0,38-0,94	0,21-0,91	0,26-0,93	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 27. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar						
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,93* 0,86-0,97	0,95* 0,90-0,98	0,91* 0,48-0,97	0,90* 0,58-0,97	0,94* 0,84-0,98	0,91* 0,8-0,96	0,95* 0,89-0,98
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,83* 0,72-0,91	0,91* 0,83-0,95	0,83* 0,63-0,92	0,78* 0,56-0,89	0,84* 0,65-0,92	0,82* 0,63-0,91	0,83* 0,67-0,92
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,71* 0,55-0,84	0,80* 0,59-0,90	0,70* 0,32-0,87	0,61* 0,32-0,80	0,74* 0,51-0,87	0,67* 0,39-0,83	0,69* 0,44-0,85
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,76* 0,56-0,89	0,89* 0,74-0,96	0,75* -0,2-0,93	0,67* 0,17-0,88	0,89* 0,43-0,97	0,66* 0,29-0,86	0,69* 0,33-0,88
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,56* 0,30-0,78	0,72* 0,41-0,88	0,46* -0,04-0,77	0,57* 0,02-0,83	0,45* 0,01-0,75	0,55* 0,10-0,81	0,62* 0,21-0,85
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,51* 0,28-0,75	0,69* 0,37-0,87	0,38* -0,04-0,70	0,46* 0,03-0,76	0,50* 0,06-0,78	0,55* 0,09-0,81	0,52* 0,06-0,79
MEŻCZYŻNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,66* 0,36-0,88	0,66* 0,26-0,87	0,64* -0,03-0,90	0,60 -0,03-0,88	0,67* 0,19-0,90	0,50* -0,09-0,84	0,88* 0,60-0,97
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,33* 0,02-0,71	0,59* 0,12-0,84	0,56* -0,06-0,86	-0,2 -0,81-0,47	0,60* 0,00-0,88	0,39 -0,28-0,79	0,16 -0,59-0,71
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,61* 0,31-0,86	0,62* 0,18-0,85	0,72* 0,15-0,92	0,13 -0,56-0,67	0,75* 0,33-0,92	0,43 -0,25-0,81	0,58* 0,03-0,87

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

mężczyzn (tab. 26, 27). Niższa powtarzalność w grupach wyodrębnionych ze względu na płeć badanych skłoniła do sprawdzenia istotności różnic między poszczególnymi parami. Wykazano istotność statystyczną średnich różnic między większością pomiarów zarówno w grupie kobiet, jak i u wszystkich uczestników badań ocenianych łącznie. Wyniki  $M_{m_{max}}$  rejestrowane w pomiarach 3 i 4 w większości analiz okazały się znamienne wyższe od wartości otrzymanych w pomiarach 1 i 2. W grupie mężczyzn istotność różnic między testami potwierdzono jedynie w odniesieniu do ruchu z prędkością 60°/s, w którym wartość badanej cechy rejestrowana w pomiarze 3 (mięśnie zginające i prostujące tułów) i 4 (mięśnie prostujące) okazała się istotnie wyższa od uzyskanej w pomiarze 1 (tab. 25, 28).

Tabela 28. Istotności statystyczne różnic między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,4868	0,0002*	0,0005*	0,0028*	0,0296*	0,8497
	pr	120	0,4386	0,0004*	0,0003*	0,0340*	0,0244*	0,9994
	pr	180	0,1275	0,0002*	0,0015*	0,0797	0,3690	0,8530
	zg	60	0,1386	0,0002*	0,0005*	0,0238*	0,1923	0,8049
	zg	120	0,9816	0,0262*	0,0510	0,0679	0,1216	0,9939
	zg	180	0,1535	0,0034*	0,1939	0,4747	0,9995	0,4038
KOBIECY	pr	60	0,8914	0,0018*	0,0260*	0,0132*	0,1341	0,7657
	pr	120	0,6528	0,0002*	0,0002*	0,0005*	0,0010*	0,9889
	pr	180	0,8773	0,0005*	0,0050*	0,0041*	0,0369*	0,8457
	zg	60	0,4464	0,0032*	0,0060*	0,1386	0,2131	0,9959
	zg	120	0,8397	0,0012*	0,0032*	0,0127*	0,0306*	0,9868
	zg	180	0,1882	0,0199*	0,0960	0,7553	0,9870	0,9128
MĘŻCZYŹNI	pr	60	0,5946	0,0087*	0,0180*	0,1416	0,2424	0,9901
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	0,4117	0,0083*	0,0775	0,2364	0,7723	0,7634
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

### 3.2.2. Praca maksymalna

Średnie wartości  $W_{\max}$  rejestrowanej w pojedynczym ruchu okazały się co najmniej dwukrotnie wyższe w grupie mężczyzn niż wśród kobiet, niezależnie od zadanej prędkości ruchu i numeru pomiaru. Zaobserwowano również, że w miarę zmniejszania prędkości ruchu wartości  $W_{\max}$  zwiększały się. Wyniki dotyczące mięśni prostujących tułów były o około 50% wyższe od wyników uzyskanych w badaniu mięśni zginających. Bez względu na zastosowane prędkości ruchu zarówno mięśnie prostujące, jak i zginające tułów osiągały najwyższe wartości  $W_{\max}$  w pomiarze 3 lub 4, a najniższe w teście 1 (tab. 29).

#### *3.2.2.1. Analiza zależności między wartościami pracy maksymalnej wykonanej w pojedynczym ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

##### Zgodność pomiarów

Analizując wyniki  $W_{\max}$  wszystkich badanych łącznie oraz osobno kobiet i mężczyzn, niezależnie od prędkości ruchu, zaobserwowano wyższą zgodność pomiarów mięśni zginających w porównaniu z mięśniami prostującymi tułów. Wartości ICC wskazują na wysoką i doskonałą (bardzo wysoką) zgodność testów u wszystkich badanych łącznie ( $97 > ICC > 74$ ). W grupie kobiet i grupie mężczyzn odnotowano duży rozrzut wartości ICC zarówno dla mięśni prostujących, jak i zginających. Wyniki ICC, w zależności od porównania, dowodzą słabej, umiarkowanej lub wysokiej powtarzalności pomiarów ( $0,17 < ICC < 0,92$ ). Dodatkowo, zwłaszcza wśród kobiet, niskie wartości dolnej granicy przedziału ufności, mimo umiarkowanej wartości ICC, wskazują w niektórych przypadkach na losowy charakter zależności (tab. 30, 31).

Najczęściej najwyższą zgodność pomiarów obserwowano między testami 3 i 4, najniższą natomiast pomiędzy 1 i 4. Dla grupy mięśni zginających tułów najwyższą powtarzalność stwierdzono w ruchu z prędkością  $60^\circ/s$ , a dla mięśni prostujących – w ruchu z prędkością  $120^\circ/s$  (mężczyźni i wszyscy badani łącznie) oraz  $180^\circ/s$  (kobiety) (tab. 30, 31).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

Średnie różnice między większością pomiarów wykonanych u wszystkich badanych łącznie i w grupie kobiet okazały się istotne statystycznie. Wśród kobiet znamienność różnic dotyczyła głównie porównań testów 1 i 2 z 3 i 4, a u wszystkich badanych łącznie – pomiarów 1 i 3 z 1 i 4. Wartości  $W_{\max}$  uzyskiwane w pomiarze 3 i 4 były istotnie wyższe od wyników rejestrowanych

Tabela 29. Wartości pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 35	pr	60	214,04	100,00	231,55	112,92	257,65	114,03	265,10	108,60	0,0001*	1,00
	pr	120	186,84	121,86	203,81	123,00	219,95	114,74	226,25	106,39	0,0066*	1,00
	pr	180	135,70	107,52	154,45	116,43	178,63	128,60	177,03	116,28	0,0062*	0,98
	zg	60	151,14	56,79	152,20	54,27	160,60	57,59	171,95	56,12	< 0,0001*	1,00
	zg	120	123,02	65,91	124,54	59,20	137,28	59,34	143,23	56,90	0,0045*	1,00
	zg	180	87,86	64,93	92,10	62,84	101,68	66,74	98,56	59,98	0,0225*	0,84
	pr	60	143,99	34,93	149,86	38,38	181,54	44,29	189,99	43,14	0,0013*	1,00
	pr	120	100,83	39,65	109,81	40,36	146,17	55,69	155,88	54,00	< 0,0000*	1,00
	pr	180	59,74	41,60	70,55	52,66	97,92	65,68	107,56	64,90	0,0006*	1,00
KOBIEТЫ n = 20	zg	60	110,89	26,61	113,25	27,22	125,56	34,53	137,65	36,26	< 0,0001*	1,00
	zg	120	72,90	26,90	80,18	24,15	99,12	34,64	106,18	33,90	< 0,0001*	1,00
	zg	180	37,98	20,50	44,25	25,84	58,26	34,07	61,81	37,95	0,0153*	1,00
	pr	60	307,44	79,21	340,47	82,00	382,19	74,75	381,18	66,72	0,0008*	0,97
	pr	120	301,53	96,28	329,15	71,25	340,67	75,88	335,01	66,82	0,2977	0,30
	pr	180	236,97	80,59	266,31	75,46	310,70	89,81	284,38	94,25	0,2233	0,36
	zg	60	204,81	38,36	204,13	33,02	217,95	37,84	224,95	36,19	0,0022*	1,00
	zg	120	189,85	34,57	183,69	34,08	199,74	30,13	200,47	31,09	0,6940	0,14
	zg	180	154,37	37,06	155,91	32,41	172,74	39,39	155,35	39,55	0,1595	0,43

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )



Tabela 30. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar						
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,89* 0,75-0,95	0,93* 0,85-0,97	0,84* -0,18-0,95	0,79* 0,22-0,93	0,92* 0,62-0,97	0,87* 0,59-0,95	0,95* 0,90-0,98
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,90* 0,81-0,95	0,94* 0,87-0,97	0,86* 0,50-0,95	0,83* 0,5-0,93	0,94* 0,84-0,97	0,90* 0,77-0,95	0,94* 0,88-0,97
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,87* 0,76-0,93	0,88* 0,77-0,94	0,78* 0,42-0,91	0,74* 0,46-0,88	0,94* 0,79-0,97	0,91* 0,80-0,96	0,93* 0,85-0,97
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,48* 0,21-0,73	0,71* 0,40-0,87	0,41* -0,07-0,73	0,17 -0,14-0,52	0,67* -0,15-0,90	0,34* -0,09-0,69	0,69* 0,33-0,87
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,55* 0,23-0,79	0,60* 0,23-0,82	0,42* -0,09-0,76	0,40* -0,19-0,76	0,67* -0,19-0,90	0,49* -0,08-0,80	0,78* 0,49-0,91
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,74* 0,45-0,90	0,82* 0,6-0,93	0,58* 0,02-0,84	0,53* -0,07-0,83	0,85* 0,27-0,96	0,80* -0,12-0,95	0,89* 0,74-0,96
MĘZCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,71* 0,39-0,91	0,82* 0,33-0,94	0,62* -0,15-0,90	0,53* -0,09-0,85	0,75* 0,30-0,93	0,67* 0,19-0,90	0,90* 0,67-0,97
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,77* 0,54-0,93	0,82* 0,48-0,94	0,74* 0,30-0,92	0,61* 0,07-0,88	0,84* 0,50-0,95	0,79* 0,40-0,94	0,88* 0,59-0,97
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,56* 0,26-0,84	0,53* 0,08-0,81	0,34 -0,16-0,74	0,19 -0,44-0,69	0,76* 0,35-0,93	0,73* 0,25-0,92	0,77* 0,34-0,94

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 31. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,92*	0,97*	0,91*	0,87*	0,93*	0,90*	0,95*	
			0,83-0,96	0,94-0,98	0,79-0,96	0,43-0,96	0,82-0,97	-0,1-0,97	0,86-0,98	
			0,89*	0,92*	0,86*	0,83*	0,91*	0,90*	0,96*	
120	ICC $\pm 95\%CI$	0,80-0,95	0,84-0,96	0,65-0,94	0,56-0,93	0,76-0,96	0,61-0,96	0,91-0,98		
		0,91*	0,93*	0,88*	0,84*	0,94*	0,90*	0,94*		
		0,84-0,95	0,87-0,96	0,69-0,95	0,68-0,92	0,85-0,97	0,81-0,95	0,87-0,97		
180	ICC $\pm 95\%CI$	0,75*	0,92*	0,77*	0,61*	0,77*	0,64*	0,87*		
		0,46-0,90	0,82-0,97	0,29-0,92	-0,16-0,88	0,43-0,91	-0,24-0,88	0,48-0,96		
		0,53*	0,54*	0,39*	0,38*	0,56*	0,54*	0,85*		
120	ICC $\pm 95\%CI$	0,23-0,77	0,16-0,79	-0,07-0,72	-0,11-0,74	0,10-0,82	-0,05-0,83	0,63-0,94		
		0,64*	0,74*	0,41*	0,42*	0,69*	0,71*	0,91*		
		0,37-0,84	0,46-0,89	-0,05-0,73	-0,06-0,75	0,28-0,88	0,24-0,89	0,77-0,97		
180	ICC $\pm 95\%CI$	0,84*	0,87*	0,74*	0,77*	0,87*	0,89*	0,87*		
		0,65-0,95	0,66-0,96	0,29-0,92	0,38-0,93	0,58-0,96	-0,04-0,98	0,57-0,97		
		0,78*	0,70*	0,71*	0,58*	0,86*	0,86*	0,92*		
120	ICC $\pm 95\%CI$	0,54-0,93	0,32-0,89	0,21-0,91	-0,03-0,87	0,57-0,96	0,59-0,96	0,72-0,98		
		0,67*	0,61*	0,61*	0,47	0,80*	0,66*	0,76*		
		0,39-0,89	0,15-0,85	0,07-0,88	-0,09-0,82	0,43-0,94	0,17-0,89	0,14-0,94		
180	ICC $\pm 95\%CI$	0,39-0,89	0,15-0,85	0,07-0,88	-0,09-0,82	0,43-0,94	0,17-0,89	0,14-0,94		

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 32. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,2513	0,0001*	0,0001*	0,0012*	0,0005*	0,9875
	pr	120	0,1486	0,0003*	0,0002*	0,1124	0,0720	0,9973
	pr	180	0,2819	0,0004*	0,0030*	0,0590	0,2742	0,8793
	zg	60	0,9986	0,1712	0,0001*	0,2310	0,0001*	0,0001*
	zg	120	0,8230	0,0013*	0,0003*	0,0177*	0,0041*	0,9600
	zg	180	0,6833	0,0056*	0,1614	0,1062	0,7553	0,5578
KOBIECY	pr	60	0,9627	0,0015*	0,0002*	0,0061*	0,0005*	0,8102
	pr	120	0,5645	0,0002*	0,0002*	0,0012*	0,0002*	0,8500
	pr	180	0,2416	0,0002*	0,0002*	0,0073*	0,0010*	0,8898
	zg	60	0,9570	0,1616	0,0002*	0,3818	0,0002*	0,0002*
	zg	120	0,2898	0,0002*	0,0002*	0,0114*	0,0012*	0,8573
	zg	180	0,2467	0,0003*	0,0002*	0,0399*	0,0211*	0,9944
MEŹCZYŹNI	pr	60	0,1629	0,0013*	0,0035*	0,1758	0,3401	0,9775
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	0,9840	0,9123	0,0002*	0,7422	0,0002*	0,0002*
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

w pomiarze 1 (wszyscy badani łącznie i grupa kobiet) oraz 2 (grupa kobiet). Wśród mężczyzn istotne różnice między pomiarami potwierdzono jedynie w przypadku ruchu wykonywanego z prędkością 60°/s: wyniki pomiaru 1 obejmującego mięśnie prostujące tułów były znacząco niższe niż rejestrowane w pomiarach 3 i 4, a wyniki testów 1 i 2 obejmujących mięśnie zginające okazały się istotnie niższe od zebranych w pomiarze 4 (tab. 29, 32).

### 3.2.3. Praca całkowita

Zaobserwowano, że wraz ze zmniejszaniem narzucanej prędkości ruchu wartości  $W_{\text{total}}$  mięśni wzrastały, niezależnie od numeru pomiaru i grupy badanych. Praca całkowita generowana przez mięśnie prostujące tułów była większa

od pracy mięśni zginających przy każdej prędkości i w każdym pomiarze. Zarówno dla mięśni prostujących, jak i zginających wartości rejestrowane u kobiet okazały się ponad dwukrotnie niższe niż u mężczyzn. We wszystkich analizowanych grupach najwyższe wartości, niezależnie od prędkości ruchu, uzyskano w pomiarze 3 lub 4, a najniższe w pomiarze 1 (tab. 33).

### *3.2.3.1. Analiza zależności między wartościami pracy całkowitej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

#### Zgodność pomiarów

Najwyższą zgodność pomiarów, niezależnie od zadanej prędkości ruchu i numeru pomiaru, stwierdzono w grupie wszystkich uczestników badań ocenianych łącznie. Wartości ICC szacowane osobno dla kobiet okazały się niższe niż u mężczyzn. W porównaniach obejmujących wszystkich badanych łącznie odnotowano wysoką zgodność wszystkich pomiarów ( $ICC > 0,75$ ), natomiast w grupie kobiet i grupie mężczyzn powtarzalność można w większości określić jako umiarkowaną ( $ICC 0,50-0,75$ ). Dodatkowo wśród kobiet i wśród mężczyzn dolna granica przedziału ufności w wielu przypadkach była bliska 0. Zauważono również większą powtarzalność pomiarów mięśni prostujących tułów w porównaniu z testami mięśni zginających.

Niezależnie od zastosowanej prędkości ruchu najwyższa zgodność ujawniła się między 2 i 3 oraz 3 i 4 pomiarem mięśni prostujących tułów oraz między 1 i 2 testem obejmującym mięśnie zginające. Najniższe wartości ICC otrzymano w analizach wyników pomiarów 1 i 4 oraz 1 i 3 (tab. 34, 35).

W porównaniach uwzględniających prędkość ruchu najwyższe wyniki ICC dla mięśni prostujących tułów obserwowano przy prędkości ruchu  $120^\circ/s$  lub  $180^\circ/s$ , a dla mięśni zginających – przy prędkości wynoszącej  $60^\circ/s$  (tab. 34, 35).

#### Analiza istotności różnic między pomiarami

W analizach uwzględniających wszystkich badanych łącznie i osobno grupę kobiet brak istotnych statystycznie różnic w wartościach  $W_{total}$  odnotowano jedynie między pomiarami 1 i 2 oraz 3 i 4. W większości pozostałych porównań wykazano istotnie wyższe wartości  $W_{total}$  odnotowane w pomiarach 3 i 4 w porównaniu z pomiarami 1 i 2. Wśród mężczyzn w większości par porównań nie wykazano znamiennego zróżnicowania z wyjątkiem testów prostowania tułowia z prędkością  $60^\circ/s$  i zginania z prędkością  $180^\circ/s$ , w których wartości zebrane w pomiarze 4 (mięśnie zginające i prostujące) i 3 (mięśnie prostujące) okazały się istotnie wyższe w porównaniu z wynikami pomiaru 1 (tab. 33, 36).

Tabela 33. Wartości pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 35	pr	60	954,11	430,07	1066,07	520,63	1181,97	539,43	1188,27	501,61	< 0,0001*	1,00
	pr	120	825,00	570,40	930,73	569,12	975,23	532,71	1006,18	481,22	< 0,0001*	1,00
	pr	180	592,46	490,83	715,23	559,64	762,59	574,71	761,35	512,93	0,0006*	0,99
	zg	60	708,10	262,83	701,04	289,68	762,43	282,93	800,78	278,97	< 0,0001*	1,00
	zg	120	564,27	316,53	573,76	290,80	629,05	286,02	642,63	250,78	0,0022*	1,00
	zg	180	406,31	314,83	421,81	306,16	480,66	330,02	434,81	284,97	0,1095	0,69
	pr	60	650,60	153,95	695,57	199,62	847,55	227,40	871,38	200,59	< 0,0001*	1,00
	pr	120	429,35	178,82	498,70	177,96	658,83	276,39	723,87	270,55	< 0,0001*	1,00
	pr	180	249,74	170,87	306,07	235,39	424,39	315,08	471,89	308,11	< 0,0001*	1,00
KOBIEТЫ n = 20	zg	60	526,02	126,17	499,26	173,67	598,75	165,28	643,16	155,97	< 0,0001*	1,00
	zg	120	319,95	129,50	354,73	118,55	457,27	172,95	497,67	165,53	< 0,0001*	1,00
	zg	180	166,08	92,35	185,92	108,98	289,09	207,81	275,12	179,84	0,0135*	0,96
	pr	60	1358,79	331,58	1560,08	382,90	1783,92	386,00	1786,83	298,93	0,0073*	0,88
	pr	120	1352,55	474,27	1506,77	348,51	1544,75	382,70	1539,43	296,65	0,4949	0,19
	pr	180	1049,43	392,34	1260,79	356,88	1371,33	403,55	1308,10	343,47	0,2745	0,31
MEŹCZYŹNI n = 15	zg	60	950,88	188,79	970,09	164,71	1057,04	196,28	1098,51	205,03	0,4827	0,20
	zg	120	890,03	146,92	865,80	162,43	938,26	153,86	916,43	112,91	0,7668	0,11
	zg	180	726,61	191,77	736,34	161,33	825,48	199,14	736,46	180,36	0,0309*	0,71

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 34. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,88*	0,92*	0,78*	0,80*	0,89*	0,86*	0,94*	
			0,74-0,95	0,74-0,97	-0,19-0,93	0,19-0,94	0,54-0,96	0,64-0,94	0,86-0,97	
			0,87*	0,92*	0,83*	0,80*	0,93*	0,88*	0,92*	
120	ICC $\pm 95\%CI$	0,75-0,94	0,81-0,96	0,28-0,94	0,35-0,92	0,84-0,97	0,71-0,95	0,83-0,96		
		0,90*	0,88*	0,76*	0,85*	0,95*	0,92*	0,90*		
		0,81-0,96	0,72-0,94	0,34-0,90	0,56-0,94	0,86-0,98	0,82-0,96	0,79-0,96		
60	ICC $\pm 95\%CI$	0,46*	0,72*	0,32*	0,16	0,61*	0,29	0,69*		
		0,20-0,71	0,42-0,88	-0,09-0,66	-0,14-0,52	0,05-0,85	-0,1-0,65	0,33-0,87		
		0,53*	0,57*	0,38*	0,30*	0,69*	0,51*	0,81*		
120	ICC $\pm 95\%CI$	0,19-0,78	0,19-0,80	-0,10-0,73	-0,17-0,68	0,04-0,90	-0,22-0,82	0,54-0,93		
		0,74*	0,81*	0,58*	0,51*	0,87*	0,79*	0,89*		
		0,45-0,90	0,56-0,92	0,01-0,84	-0,22-0,83	-0,18-0,96	-0,13-0,94	0,72-0,96		
60	ICC $\pm 95\%CI$	0,74*	0,78*	0,53*	0,49*	0,73*	0,70*	0,83*		
		0,39-0,94	-0,14-0,94	-0,10-0,88	-0,25-0,86	0,14-0,93	0,17-0,92	0,3-0,97		
		0,79*	0,75*	0,74*	0,68*	0,84*	0,73*	0,77*		
120	ICC $\pm 95\%CI$	0,51-0,95	0,37-0,91	0,18-0,93	0,08-0,92	0,48-0,96	0,18-0,93	0,14-0,96		
		0,66*	0,55*	0,32	0,57*	0,82*	0,70*	0,49		
		0,32-0,92	0,08-0,82	-0,17-0,75	-0,13-0,89	0,44-0,95	0,16-0,92	-0,22-0,88		

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 35. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,88* 0,75-0,95	0,94* 0,89-0,97	0,88* 0,69-0,95	0,86* 0,42-0,95	0,89* 0,63-0,96	0,84* 0,26-0,95	0,89* 0,75-0,95	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,85* 0,70-0,93	0,92* 0,85-0,96	0,83* 0,54-0,93	0,76* 0,38-0,90	0,91* 0,72-0,96	0,85* 0,46-0,95	0,89* 0,76-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,86* 0,76-0,93	0,94* 0,89-0,97	0,82* 0,59-0,92	0,83* 0,66-0,92	0,87* 0,71-0,94	0,87* 0,73-0,94	0,82* 0,62-0,92	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,68* 0,38-0,86	0,77* 0,51-0,90	0,73* 0,25-0,90	0,55* -0,06-0,84	0,71* 0,11-0,90	0,57* -0,17-0,86	0,84* 0,5-0,94	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,42* 0,15-0,70	0,53* 0,14-0,78	0,32* -0,09-0,67	0,23* -0,11-0,60	0,59* 0,06-0,84	0,47* -0,17-0,81	0,67* 0,31-0,87	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,41* 0,17-0,67	0,71* 0,40-0,87	0,25 -0,12-0,60	0,31* -0,10-0,66	0,42* 0,00-0,73	0,54* 0,04-0,82	0,51* 0,04-0,79	
MEZCZYŻNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,69* 0,35-0,93	0,90* 0,74-0,97	0,63* 0,10-0,89	0,75* 0,25-0,94	0,72* 0,26-0,92	0,67* 0,12-0,91	0,57 -0,22-0,91	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,68* 0,33-0,92	0,71* 0,34-0,89	0,70* 0,17-0,92	0,45 -0,29-0,85	0,85* 0,54-0,96	0,67* 0,03-0,92	0,72* 0,04-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,49* 0,14-0,85	0,69* 0,29-0,89	0,63* 0,04-0,89	0,40 -0,15-0,81	0,85* 0,52-0,96	0,47 -0,17-0,85	0,55* -0,10-0,90	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 36. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,3080	0,0002*	0,0002*	0,0044*	0,0016*	0,9881
	pr	120	0,0528	0,0002*	0,0002*	0,1691	0,0331*	0,8908
	pr	180	0,1573	0,0003*	0,0006*	0,1009	0,1789	0,9925
	zg	60	0,7209	0,1310	0,0003*	0,0093*	0,0002*	0,1187
	zg	120	0,7563	0,0017*	0,0002*	0,0308*	0,0014*	0,7161
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	0,8801	0,0025*	0,0004*	0,0194*	0,0026*	0,8876
	pr	120	0,0838	0,0002*	0,0002*	0,0075*	0,0002*	0,3817
	pr	180	0,1581	0,0002*	0,0002*	0,0320*	0,0006*	0,4725
	zg	60	0,5759	0,0451*	0,0002*	0,0014*	0,0002*	0,1477
	zg	120	0,3502	0,0003*	0,0002*	0,0191*	0,0003*	0,3999
	zg	180	0,0014*	0,8296	0,0046*	0,0063*	0,0440*	0,0577
MĘŻCZYŹNI	pr	60	0,2568	0,0084*	0,0205*	0,3170	0,5451	0,9735
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,4837	0,9071	0,0257*	0,8605	0,3515	0,0963

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

### 3.2.4. Średnia moc

U wszystkich uczestników badań łącznie najwyższe wartości  $P_{sr}$  mięśni odnotowano w ruchu z prędkością 120°/s dla mięśni zginających oraz w ruchu 180°/s w przypadku mięśni prostujących. Wśród kobiet maksymalne wartości  $P_{sr}$  uzyskiwano podczas badania obu grup mięśni w ruchu z prędkością 120°/s, wśród mężczyzn natomiast stwierdzono, że im wyższa była zadana prędkość ruchu, tym badani osiągalni wyższe wartości omawianej cechy. U wszystkich uczestników projektu łącznie oraz w grupie mężczyzn najniższe wyniki  $P_{sr}$  rejestrowano przy najniższej prędkości ruchu. W grupie kobiet najniższe wartości średniej mocy obserwowano w ruchu z prędkością 180°/s (mięśnie zginające tułów) i 60°/s (mięśnie prostujące).



Tabela 37. Wartości średniej mocy mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn z kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTYCY n = 35	pr	60	122,08	57,19	134,12	62,63	148,12	65,55	144,17	64,79	< 0,0001*	1,00
	pr	120	171,06	117,03	203,19	123,21	216,36	116,87	220,98	112,17	< 0,0001*	1,00
	pr	180	166,34	136,69	209,38	163,75	233,99	178,16	234,98	165,86	0,0028*	1,00
	zg	60	89,90	33,70	90,19	29,83	91,66	30,55	92,70	32,94	0,0797	0,57
	zg	120	121,30	65,07	126,10	59,04	132,82	58,17	134,04	55,50	0,0456*	0,94
	zg	180	113,84	86,97	119,73	85,46	129,12	91,83	127,69	88,14	0,0138*	0,79
	pr	60	81,82	23,31	89,61	23,76	105,50	29,99	98,84	23,24	0,0001*	0,99
	pr	120	92,45	44,98	112,94	46,56	145,91	64,71	146,27	55,89	< 0,0001*	1,00
	pr	180	72,77	56,93	94,82	83,66	125,11	99,17	129,25	89,36	0,0018*	1,00
KOBIEТЫ n = 20	zg	60	65,47	17,24	68,58	15,42	72,39	18,48	70,81	16,19	0,0048*	0,88
	zg	120	71,87	31,79	82,08	27,52	95,84	36,71	97,18	32,35	0,0002*	0,99
	zg	180	46,97	28,56	54,36	33,63	68,84	47,41	70,55	47,02	0,0491*	0,96
	pr	60	175,76	42,47	193,47	46,41	217,87	43,37	214,22	39,74	0,0007*	0,98
	pr	120	275,87	99,60	323,54	82,29	331,65	87,01	336,44	69,44	0,0165*	0,79
	pr	180	291,10	108,59	362,13	108,99	412,17	126,04	398,38	114,58	0,0357*	0,69
	zg	60	122,47	19,11	119,01	16,77	123,19	16,47	126,52	20,92	0,5047	0,20
	zg	120	187,21	27,70	184,79	31,27	193,35	26,33	191,02	27,60	0,9571	0,07
	zg	180	202,99	48,56	206,89	44,25	227,76	50,47	215,98	57,54	0,7921	0,11

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów, \* – różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Mięśnie prostujące tułów, niezależnie od prędkości wykonywanego przez nie ruchu, uzyskiwały wyższe wartości  $P_{sr}$  w porównaniu z mięśniami zginającymi. Stwierdzono również ponad dwukrotnie wyższe wartości tej cechy u mężczyzn, w porównaniu z kobietami. Niezależnie od zastosowanej prędkości i grupy badanych najwyższe wyniki  $P_{sr}$  otrzymano w pomiarach 3 lub 4, a najniższe w pomiarze 1 (tab. 37).

### *3.2.4.1. Analiza zależności między wartościami średniej mocy rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

#### Zgodność pomiarów

Zgodność pomiarów  $P_{sr}$  można ocenić, niezależnie od prędkości ruchu, na wysoką i umiarkowaną. Najwyższe wartości ICC odnotowano u wszystkich badanych łącznie. Wartości ICC obliczone dla mięśni zginających tułów okazały się wyższe w porównaniu z ICC mięśni prostujących. Najwyższą zgodność testów obserwowano najczęściej między pomiarami 1 i 2, 2 i 3 oraz 3 i 4, najbliższą zaś – między pomiarami 1 i 4 oraz 1 i 3. Najwyższa powtarzalność pomiarów mięśni prostujących tułów ujawniła się w ruchu z prędkością 180°/s w grupie kobiet, 120°/s w grupie mężczyzn oraz 60°/s w grupie obejmującej wszystkich uczestników badań łącznie. W przypadku mięśni zginających najwyższą zgodność uzyskano we wszystkich grupach badanych dla ruchu z prędkością 60°/s. Najniższą powtarzalność obserwowano najczęściej w testach wykonywanych z prędkością 120°/s (mięśnie zginające) lub 180°/s (mięśnie prostujące) (tab. 38, 39).

#### Analiza istotności różnic między pomiarami

Zgodność pomiarów  $P_{sr}$  można określić, w zależności od porównania, jako wysoką (wszyscy badani łącznie) lub umiarkowaną (osobno kobiety i mężczyźni) (tab. 38, 39). Mimo stosunkowo wysokich wartości ICC w wielu analizach potwierdzono istotność różnic między wynikami  $P_{sr}$  rejestrowanymi niezależnie od zastosowanej prędkości ruchu. W grupie kobiet i u wszystkich badanych łącznie znamienność różnic obserwowano zarówno w odniesieniu do mięśni prostujących, jak i zginających tułów, z wyjątkiem porównań dotyczących ruchu zginania tułowia z prędkością 60°/s u wszystkich uczestników badań łącznie. Analiza post-hoc wykazała m.in. istotnie wyższe wartości  $P_{sr}$  uzyskiwane w pomiarach 3 i 4 w porównaniu z pomiarem 1. Dodatkowo odnotowano znaczącą różnicę między pomiarami 1 i 2 obejmującym mięśnie prostujące tułów ( $P_{sr}$  pomiar 1 >  $P_{sr}$  pomiar 2). W grupie mężczyzn istotność różnic dotyczyła jedynie

Tabela 38. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,90* 0,79-0,96	0,93* 0,80-0,97	0,84* -0,09-0,95	0,86* 0,45-0,95	0,93* 0,68-0,97	0,91* 0,80-0,96	0,95* 0,90-0,98	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,89* 0,76-0,95	0,91* 0,67-0,97	0,82* -0,20-0,94	0,81* 0,27-0,93	0,94* 0,86-0,97	0,93* 0,83-0,97	0,94* 0,87-0,97	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,87* 0,75-0,93	0,85* 0,64-0,93	0,76* 0,30-0,91	0,75* 0,36-0,90	0,95* 0,87-0,98	0,94* 0,87-0,97	0,92* 0,82-0,96	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,65* 0,39-0,84	0,81* 0,50-0,92	0,51* -0,05-0,81	0,51* 0,02-0,79	0,74* 0,16-0,91	0,65* 0,27-0,85	0,71* 0,37-0,88	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,63* 0,30-0,84	0,65* 0,26-0,85	0,44* -0,10-0,77	0,42* -0,22-0,77	0,75* 0,17-0,92	0,74* 0,13-0,92	0,86* 0,66-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,81* 0,56-0,92	0,80* 0,52-0,92	0,62* 0,04-0,86	0,63* -0,24-0,88	0,91* 0,57-0,97	0,91* 0,51-0,97	0,93* 0,83-0,98	
MEZCZYŻNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,38-0,90	0,78* 0,36-0,92	0,60* -0,14-0,90	0,55* -0,08-0,86	0,78* 0,29-0,94	0,64* 0,14-0,89	0,90* 0,67-0,97	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,49-0,92	0,78* -0,24-0,94	0,73* 0,13-0,93	0,59* 0,05-0,87	0,87* 0,59-0,96	0,75* 0,28-0,93	0,81* 0,40-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,52* 0,22-0,82	0,52* 0,02-0,81	0,34 -0,13-0,74	0,19 -0,27-0,65	0,81* 0,45-0,94	0,72* 0,24-0,92	0,63* 0,05-0,89	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 39. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,95*	0,96*	0,93*	0,94*	0,96*	0,95*	0,93*	
			0,91-0,97	0,93-0,98	0,86-0,97	0,88-0,97	0,91-0,98	0,89-0,98	0,85-0,97	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,89*	0,93*	0,85*	0,83*	0,91*	0,91*	0,93*
WSZYSTCY	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,81-0,94	0,86-0,96	0,64-0,93	0,64-0,92	0,81-0,96	0,81-0,96	0,86-0,97	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,92*	0,94*	0,91*	0,88*	0,94*	0,92*	0,94*
			0,87-0,96	0,88-0,97	0,75-0,96	0,76-0,94	0,86-0,97	0,85-0,96	0,87-0,97	
WSZYSTCY	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,84*	0,87*	0,79*	0,77*	0,89*	0,86*	0,87*	
			0,69-0,93	0,70-0,95	0,40-0,92	0,40-0,91	0,72-0,96	0,66-0,95	0,68-0,95	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,54*	0,56*	0,37*	0,32*	0,61*	0,65*	0,83*
KOBIECY	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,28-0,77	0,19-0,80	-0,06-0,70	-0,09-0,67	0,23-0,83	0,23-0,86	0,59-0,94	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,66*	0,70*	0,47*	0,49*	0,64*	0,73*	0,92*
			0,42-0,84	0,39-0,87	0,02-0,76	0,01-0,78	0,27-0,85	0,38-0,90	0,79-0,97	
KOBIECY	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,79*	0,87*	0,78*	0,82*	0,82*	0,79*	0,62*	
			0,56-0,93	0,65-0,95	0,39-0,94	0,45-0,95	0,46-0,95	0,40-0,94	0,03-0,89	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,77*	0,86*	0,82*	0,64*	0,80*	0,72*	0,66*
MĘZCZYJNI	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,52-0,93	0,64-0,95	0,44-0,95	0,08-0,89	0,39-0,94	0,22-0,92	0,09-0,90	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,71*	0,69*	0,78*	0,53*	0,84*	0,70*	0,65*
			0,43-0,90	0,29-0,89	0,41-0,94	-0,10-0,85	0,53-0,95	0,19-0,91	0,09-0,90	
MĘZCZYJNI	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,43-0,90	0,29-0,89	0,41-0,94	-0,10-0,85	0,53-0,95	0,19-0,91	0,09-0,90	
			ICC $\pm 95\%CI$	0,71*	0,69*	0,78*	0,53*	0,84*	0,70*	0,65*
			0,43-0,90	0,29-0,89	0,41-0,94	-0,10-0,85	0,53-0,95	0,19-0,91	0,09-0,90	

\* wartości istotne statystycznie,  $p < 0,05$

Tabela 40. Istotności statystyczne różnic między wartościami średniej mocy mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,0289*	0,0001*	0,0002*	0,0019*	0,1160	0,4372
	pr	120	0,0005*	0,0001*	0,0001*	0,1867	0,2074	0,9999
	pr	180	0,0091*	0,0002*	0,0002*	0,1894	0,5622	0,8910
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	0,2989	0,0020*	0,0063*	0,2024	0,3766	0,9825
	zg	180	0,7099	0,0137*	0,0985	0,1814	0,5853	0,8660
KOBIECY	pr	60	0,2182	0,0002*	0,0059*	0,0204*	0,4339	0,4443
	pr	120	0,0198*	0,0002*	0,0002*	0,0051*	0,0119*	0,9902
	pr	180	0,0220*	0,0002*	0,0002*	0,0300*	0,0433*	0,9989
	zg	60	0,2078	0,0044*	0,0245*	0,3898	0,7693	0,9214
	zg	120	0,1580	0,0006*	0,0008*	0,1432	0,1887	0,9990
	zg	180	0,3805	0,0022*	0,0032*	0,1354	0,1752	0,9992
MEŻCZYŹNI	pr	60	0,1885	0,0009*	0,0045*	0,1094	0,3507	0,9056
	pr	120	0,0306*	0,0539	0,0365*	0,9942	0,9998	0,9981
	pr	180	0,1678	0,0294*	0,1333	0,8356	0,9994	0,8902
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostowniki tułowia, zg – mięśnie zginacze tułowia

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

niektórych porównań mięśni prostujących tułów. W zależności od zastosowanej prędkości ruchu obserwowano znacząco wyższe wartości  $P_{sr}$  w pomiarach 2, 3 i 4 w porównaniu z pomiarem 1 (tab. 37, 40).

### 3.2.5. Czas przyśpieszania ruchu

Zastosowanie większej prędkości ruchu wiązało się z wydłużaniem czasu niezbędnego do jej osiągnięcia. Niezależnie od prędkości ACC był istotnie krótszy u mężczyzn w porównaniu z kobietami. W obu badanych grupach mięśnie prostujące tułów potrzebowały krótszego, niż mięśnie zginające, czasu do osiągnięcia zadanej prędkości. Analizując przebieg kolejnych pomiarów, stwierdzono, że najniższe wartości badanej cechy w przypadku mięśni prostujących

uzyskiwano w teście 3 lub 4, a w przypadku mięśni zginających, zarówno w grupie kobiet, jak i mężczyzn – w pomiarze 1 lub 2. Najwyższe wyniki ACC rejestrowano najczęściej w pomiarze 1 (mięśnie prostujące) lub 3 (mięśnie zginające) (tab. 41).

### *3.2.5.1. Analiza zależności między wartościami czasu przyspieszania ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

#### Zgodność pomiarów

Wykazano umiarkowaną i słabą powtarzalność pomiarów ACC. Wyższe wartości ICC odnotowano w testach mięśni prostujących tułów oraz gdy czas potrzebny do osiągnięcia zadanej prędkości ruchu był analizowany dla wszystkich badanych łącznie. Najwyższą zgodność pomiarów grupy mięśni prostujących rejestrowano najczęściej między testami 1 i 2 (jedynie w grupie mężczyzn między 2 i 3), a w przypadku mięśni zginających tułów – między testami 3 i 4. Najniższą zgodność obserwowano najczęściej między 1 i 4 oraz 2 i 4 pomiarem. W analizie powtarzalności testów przeprowadzonej dla kobiet i dla wszystkich badanych łącznie okazało się, że najwyższe wartości ICC osiągały mięśnie prostujące pracujące z prędkością 60°/s oraz mięśnie zginające w ruch z prędkością 180°/s. U mężczyzn w większości porównań, niezależnie od zadanej prędkości, nie potwierdzono istotności statystycznej (tab. 42, 43).

#### Analiza istotności różnic między pomiarami

Zgodność pomiarów została określona, w zależności od porównania, jako umiarkowana lub słaba (tab. 42, 43). Mimo braku wysokiej powtarzalności w pomiarach obejmujących mięśnie zginające tułów przeprowadzona analiza wariancji nie potwierdziła występowania istotności statystycznej różnic między wartościami ACC mierzonymi czterokrotnie. W porównaniach dotyczących mięśni prostujących wykazano istotność różnic pomiędzy wartościami rejestrowanymi głównie w badaniach z prędkością 60°/s i 180°/s w grupie kobiet i u wszystkich badanych łącznie. Odnotowano, że ACC uzyskany w testach 3 i 4 był istotnie krótszy w porównaniu z ACC otrzymanym w pomiarach 1 (60°/s i 180°/s) i 2 (60°/s) (tab. 41, 44).

Tabela 41. Wartości czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 35	pr	60	55,71	39,05	49,43	33,51	37,24	23,44	37,86	20,43	0,0033*	1,00
	pr	120	59,71	37,78	57,14	32,86	42,59	24,11	43,96	20,02	0,0925	0,78
	pr	180	83,71	52,59	67,71	40,59	61,72	39,29	63,25	33,18	0,0185*	0,93
WSZYSTCY n = 35	zg	60	71,47	39,32	75,43	41,61	98,97	55,38	85,19	64,29	0,1772	0,32
	zg	120	96,29	51,97	87,43	40,61	103,79	46,17	105,54	60,76	0,5754	0,18
	zg	180	138,53	80,72	135,29	64,21	126,07	62,02	123,64	57,22	0,3015	0,68
KOBIEТЫ n = 20	pr	60	81,50	31,33	70,50	27,04	48,33	21,76	47,06	20,54	< 0,0001*	1,00
	pr	120	83,68	34,19	76,50	28,15	52,50	25,43	50,06	21,71	0,0315*	0,86
	pr	180	115,00	48,94	90,50	39,80	80,00	39,41	70,65	31,81	< 0,0001*	1,00
KOBIEТЫ n = 20	zg	60	87,37	34,94	88,00	48,19	104,44	53,38	101,25	72,93	0,8689	0,13
	zg	120	117,50	56,56	98,50	46,03	116,67	46,65	127,35	65,34	0,4819	0,22
	zg	180	187,37	74,97	168,95	66,24	158,24	55,03	151,88	55,16	0,2338	0,68
MĘŻCZYŹNI n = 15	pr	60	21,33	12,46	21,33	15,98	19,09	12,21	23,64	9,24	0,4789	0,21
	pr	120	29,33	9,61	31,33	17,27	28,18	12,50	34,55	12,93	0,5364	0,19
	pr	180	42,00	14,24	37,33	11,00	31,82	9,82	51,82	33,41	0,0992	0,64
MĘŻCZYŹNI n = 15	zg	60	51,33	36,03	58,67	22,95	90,00	60,00	61,82	41,91	0,0180*	0,78
	zg	120	68,00	26,78	72,67	26,85	82,73	38,49	71,82	32,81	0,6317	0,15
	zg	180	76,67	28,20	92,67	24,34	76,36	32,64	80,00	22,80	0,3680	0,26

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 42. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTYCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,66* 0,47-0,81	0,85* 0,72-0,92	0,61* 0,08-0,83	0,51* 0,14-0,74	0,69* 0,29-0,86	0,54* 0,21-0,76	0,69* 0,43-0,85	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,32* 0,14-0,54	0,66* 0,42-0,81	0,32* -0,02-0,60	0,19 -0,12-0,50	0,33* -0,04-0,62	0,42* 0,08-0,68	0,16 -0,24-0,51	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,58* 0,39-0,75	0,75* 0,50-0,87	0,57* 0,17-0,79	0,39* 0,04-0,65	0,71* 0,47-0,85	0,55* 0,23-0,77	0,57* 0,25-0,78	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,47* 0,17-0,73	0,77 0,43-0,91	0,45* -0,11-0,81	0,27* -0,11-0,63	0,50* -0,23-0,81	0,29* -0,10-0,65	0,62* 0,21-0,85	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,09 -0,06-0,35	0,42 0,01-0,71	0,04 -0,35-0,46	0,06 -0,2-0,41	0,02 -0,47-0,48	0,24 -0,13-0,6	-0,01 -0,48-0,46	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,47* 0,21-0,72	0,61 0,16-0,84	0,35* -0,07-0,68	0,32* -0,11-0,67	0,54* 0,12-0,80	0,53* 0,11-0,80	0,63* 0,23-0,85	
MĘZCZYJNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,18 -0,08-0,59	0,03 -0,53-0,53	-0,05 -0,68-0,56	0,33 -0,18-0,74	0,35 -0,35-0,78	0,26 -0,31-0,72	0,12 -0,5-0,67	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,23 -0,05-0,63	0,01 -0,54-0,52	0,55 -0,03-0,85	-0,27 -0,8-0,40	0,19 -0,51-0,70	0,46 -0,15-0,82	0,4 -0,17-0,80	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,20 -0,03-0,59	-0,19 -0,64-0,35	0,25 -0,23-0,69	0,02 -0,53-0,58	0,57* 0,05-0,86	0,25 -0,26-0,70	0,20 -0,25-0,67	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )



Tabela 43. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,31* 0,12-0,53	0,25 -0,10-0,54	0,45* 0,12-0,69	0,41* 0,05-0,68	0,28 -0,06-0,57	-0,21 -0,55-0,18	0,59* 0,29-0,79	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,35* 0,15-0,57	0,68* 0,46-0,82	0,27 -0,11-0,58	0,12 -0,27-0,47	0,32* -0,03-0,61	0,11 -0,26-0,46	0,59 0,27-0,79	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,63* 0,46-0,78	0,87* 0,75-0,93	0,62* 0,34-0,8	0,49* 0,16-0,72	0,60* 0,31-0,79	0,41* 0,07-0,67	0,78* 0,58-0,89	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,22* 0,00-0,52	0,14 -0,33-0,55	0,63* 0,25-0,84	0,38 -0,12-0,72	0,14 -0,33-0,56	-0,5 -0,83-0,00	0,6 0,18-0,84	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,21* 0,00-0,51	0,69 0,35-0,87	0,15 -0,36-0,57	-0,28 -0,72-0,25	0,27 -0,19-0,64	-0,14 -0,57-0,35	0,57 0,15-0,82	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,44* 0,21-0,70	0,83 0,63-0,93	0,38* -0,04-0,70	0,16 -0,23-0,55	0,44* 0-0,74	0,15 -0,30-0,56	0,71 0,37-0,88	
MEŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,32* 0,06-0,69	-0,03 -0,55-0,48	0,12 -0,29-0,60	-0,10 -0,67-0,51	0,46* -0,07-0,81	0,57* -0,04-0,86	0,56* -0,07-0,87	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,28* -0,01-0,68	0,33 -0,22-0,71	0,02 -0,56-0,59	0,55 -0,04-0,86	0,11 -0,52-0,65	0,43 -0,25-0,81	0,36 -0,33-0,79	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	-0,03 -0,20-0,35	0,3 -0,14-0,68	-0,15 -0,77-0,50	0,19 -0,48-0,70	-0,31 -0,76-0,33	-0,24 -0,7-0,38	0,12 -0,62-0,69	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 44. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,6772	0,0003*	0,0008*	0,0065*	0,0224*	0,9729
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	0,0632	0,0020*	0,0112*	0,6198	0,9144	0,9432
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	0,3972	0,0002*	0,0002*	0,0005*	0,0005*	1,0000
	pr	120	0,3529	0,0575	0,0050*	0,7853	0,2551	0,7881
	pr	180	0,0177*	0,0007*	0,0002*	0,6347	0,2518	0,9028
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
MĘŻCZYŹNI	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	0,8120	0,0172*	0,9470	0,1189	0,9861	0,0592
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

### 3.3. POMIARY CECH FIZYCZNYCH MIĘŚNI ZGINAJĄCYCH I PROSTUJĄCYCH KOŃCZYNĘ GÓRNĄ W STAWIE ŁOKCIOWYM

Izokinetyczne pomiary mięśni prostujących i zginających kończynę górną w stawie łokciowym przeprowadzono czterokrotnie u 37 osób (20 kobiet i 17 mężczyzn). Zadane prędkości ruchu wynosiły 60°/s, 120°/s, 180°/s i 240°/s. Zaobserwowano istotne statystycznie zróżnicowanie wyników kobiet i mężczyzn dotyczące wszystkich analizowanych zmiennych (tab. 45). Wartości szczytowego momentu siły mięśniowej ( $M_{m,max}$ ), pracy maksymalnej ( $W_{max}$ ), pracy całkowitej ( $W_{total}$ ) i średniej mocy ( $P_{sr}$ ) okazały się istotnie wyższe w grupie mężczyzn. Również w grupie mężczyzn w każdym pomiarze zarejestrowano krótszy czas przyspieszania ruchu (ACC) (zob. tab. 46, 50, 54, 58, 62).

Tabela 45. Istotności statystyczne różnic między wartościami wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających staw łokciowy u kobiet i mężczyzn

Cecha	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1 p K vs M		Pomiar 2 p K vs M		Pomiar 3 p K vs M		Pomiar 4 p K vs M	
		pr	zg	pr	zg	pr	zg	pr	zg
Mm <sub>max</sub> [Nm]	60	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,0001 *	< 0,0001 *
	120	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	180	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	240	< 0,0001 *	0,0001 *	< 0,0001 *	0,0004 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,0002 *	< 0,0001 *
W <sub>max</sub> [J]	60	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	120	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	180	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	240	< 0,0001 *	0,0002 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
W <sub>total</sub> [J]	60	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	120	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	180	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	240	< 0,0001 *	0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
P <sub>sr</sub> [W]	60	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	120	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	180	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	240	< 0,0001 *	0,0006 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
ACC [ms]	60	0,0010 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,0033 *	< 0,0001 *	0,0001 *	0,0005 *
	120	0,0031 *	0,0002 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,0001 *	< 0,0001 *
	180	< 0,0001 *	0,0002 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *
	240	0,0013 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,0062 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *

K – kobiety, M – mężczyźni, Mm<sub>max</sub> – szczytowy moment siły mięśniowej, W<sub>max</sub> – praca maksymalna, W<sub>total</sub> – praca całkowita, P<sub>sr</sub> – średnia moc, ACC – czas przyspieszania ruchu, pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy  
\* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Stwierdzone różnice skłoniły do prowadzenia dalszych analiz dwutorowo. Zmienność mierzonych cech rozpatrywano dla wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno dla grupy kobiet i grupy mężczyzn.

### 3.3.1. Szczytowy moment siły mięśniowej

Zaobserwowano, że wraz ze wzrostem zadanej prędkości ruchu wartości  $Mm_{max}$  mięśni prostujących i zginających staw łokciowy stawały się niższe. Stwierdzono również, że wyniki osiągnięte przez mężczyzn były istotnie wyższe w porównaniu z wynikami kobiet. Wartości  $Mm_{max}$  mięśni zginających i prostujących staw nie różniły się znacząco, niezależnie od numeru pomiaru i zastosowanej prędkości. Zarówno w grupie kobiet, jak i mężczyzn dostrzeżono, że najwyższe wyniki  $Mm_{max}$  rejestrowane były najczęściej w pomiarze 2, a najniższe w testach 3 i 4 (tab. 46).

#### 3.3.1.1. Analiza zależności między wartościami szczytowego momentu siły mięśniowej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach

##### Zgodność pomiarów

Zgodność wszystkich pomiarów  $Mm_{max}$  mięśni prostujących i zginających kończynę górną w stawie łokciowym obliczona dla wszystkich badanych łącznie okazała się wysoka i bardzo wysoka. W grupach wyodrębnionych ze względu na płeć wartości ICC oszacowane dla poszczególnych prędkości był niższe. Zgodność pomiarów u kobiet określono jako słabą, a u mężczyzn jako umiarkowaną i słabą. W obu grupach badanych najwyższą zgodność dostrzeżono między pomiarami 1 i 2, najniższą zaś między pomiarami 3 i 4. Najwyższe wartości ICC odnotowano podczas ruchu z prędkością 120°/s (wszyscy badani łącznie) i 60°/s (grupa mężczyzn). Kobiety najwyższe wartości osiągały w testach wykonywanych z prędkością 240°/s (mięśnie prostujące) i 120°/s (mięśnie zginające) (tab. 47, 48).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

Porównując czterokrotne pomiary  $Mm_{max}$  mięśni prostujących i zginających staw łokciowy, wskazano na wysoką ich zgodność u wszystkich badanych łącznie oraz słabą lub umiarkowaną wśród ocenianych osobno kobiet i mężczyzn (tab. 47, 48). Mimo braku wysokiej zgodności testów w grupach wyodrębnionych ze względu na płeć badanych nie potwierdzono istotności statystycznej większości różnic wyliczanych między powtarzalnymi pomiarami. Wartości współczynnika istotności  $p$  ANOVA ( $< 0,05$ ) potwierdzające możliwość

Tabela 46. Wartości szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSCY <i>n</i> = 37	pr	60	35,60	13,75	35,09	12,14	34,80	12,38	35,31	11,61	0,0040*	0,40
	pr	120	32,14	11,04	33,30	13,04	32,23	13,05	31,88	11,24	0,2255	0,38
	pr	180	27,21	10,27	27,56	10,57	27,91	10,64	27,32	10,36	0,7860	0,12
	pr	240	24,69	9,39	25,42	9,47	26,57	10,38	25,89	8,53	0,6212	0,17
WSZYSCY <i>n</i> = 37	zg	60	35,63	13,75	36,14	14,59	34,11	14,11	34,35	14,03	0,2278	0,38
	zg	120	33,15	12,66	34,65	12,57	31,41	12,58	32,88	12,81	0,3915	0,26
	zg	180	24,58	7,97	25,38	8,55	25,86	9,99	24,38	8,91	0,2978	0,32
	zg	240	23,70	7,80	25,69	9,65	23,24	7,31	23,21	6,40	0,0765	0,57
KOBIETY <i>n</i> = 20	pr	60	25,19	9,03	26,49	6,82	26,19	8,23	28,09	10,56	0,6126	0,17
	pr	120	22,53	5,91	22,32	7,31	23,46	5,54	22,79	6,12	0,6550	0,15
	pr	180	20,00	3,66	20,04	5,48	21,58	6,76	20,72	8,68	0,6032	0,17
	pr	240	18,23	4,83	19,02	5,61	19,83	5,10	20,89	6,45	0,2324	0,36
KOBIETY <i>n</i> = 20	zg	60	25,37	6,05	25,38	8,26	24,15	9,51	22,52	5,66	0,6265	0,16
	zg	120	22,43	5,68	23,88	5,89	22,03	6,18	22,80	5,57	0,8859	0,08
	zg	180	19,13	4,25	19,86	5,45	18,98	6,12	17,87	3,78	0,6393	0,16
	zg	240	19,52	4,82	20,75	6,02	18,65	5,77	19,11	3,75	0,0285*	0,28
MĘŻCZYŹNI <i>n</i> = 17	pr	60	47,85	5,77	45,84	7,96	44,49	8,45	42,53	7,45	0,0047*	0,88
	pr	120	41,11	5,71	44,27	6,35	42,10	12,00	40,97	6,91	0,0771	0,57
	pr	180	35,70	8,92	36,97	7,27	35,04	9,74	33,92	7,30	0,5452	0,20
	pr	240	32,28	7,57	33,03	7,20	34,15	9,59	30,88	7,44	0,3313	0,29
MĘŻCZYŹNI <i>n</i> = 17	zg	60	47,71	9,76	49,59	7,90	45,33	9,07	46,18	8,76	0,2924	0,32
	zg	120	43,15	8,28	45,43	6,60	41,98	8,95	42,95	9,56	0,3360	0,29
	zg	180	31,00	6,37	32,28	6,44	33,61	7,50	30,89	7,71	0,4519	0,23
	zg	240	28,62	7,85	31,56	10,00	28,40	5,12	27,30	5,89	0,1450	0,46

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 47. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik $\pm 95\%CI$	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,80* 0,69-0,89	0,87* 0,75-0,93	0,82* 0,67-0,9	0,69* 0,47-0,83	0,87* 0,75-0,93	0,79* 0,62-0,89	0,58* 0,29-0,77	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,79* 0,65-0,89	0,89* 0,78-0,95	0,78* 0,58-0,9	0,85* 0,7-0,93	0,84* 0,68-0,93	0,77* 0,56-0,89	0,62* 0,34-0,79	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,76* 0,64-0,87	0,91* 0,82-0,95	0,82* 0,68-0,91	0,67* 0,44-0,82	0,90* 0,8-0,95	0,69* 0,46-0,84	0,57* 0,28-0,77	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,73* 0,59-0,85	0,86* 0,74-0,93	0,76* 0,57-0,87	0,64* 0,39-0,8	0,89* 0,78-0,94	0,58* 0,3-0,77	0,51* 0,19-0,73	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,47* 0,21-0,73	0,45* 0,02-0,74	0,46* -0,01-0,76	0,27 -0,22-0,66	0,61* 0,21-0,84	0,58* 0,17-0,82	0,08 -0,46-0,56	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,23 -0,05-0,64	0,50* -0,05-0,81	0,44 -0,13-0,8	0,73* 0,33-0,91	0,28 -0,31-0,72	0,19 -0,41-0,68	0,42 -0,12-0,76	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,24* 0-0,56	0,60* 0,21-0,82	0,42* -0,02-0,73	0,32 -0,19-0,69	0,67* 0,3-0,86	0,21 -0,31-0,63	0,04 -0,5-0,54	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,41* 0,15-0,7	0,61* 0,17-0,85	0,33 -0,11-0,67	0,53* 0,11-0,8	0,64* 0,26-0,85	0,47* 0,02-0,77	0,16 -0,4-0,61	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,59* 0,34-0,81	0,85* 0,53-0,95	0,60* 0,17-0,84	0,43* -0,05-0,75	0,75* 0,4-0,91	0,58* 0,16-0,83	0,39 -0,09-0,73	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,42* 0,16-0,72	0,68* 0,25-0,88	0,54* 0,03-0,82	0,37 -0,17-0,73	0,73* 0,31-0,91	0,36 -0,1-0,72	-0,04 -0,55-0,46	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,53* 0,27-0,77	0,76* 0,44-0,91	0,75* 0,42-0,91	0,36 -0,13-0,71	0,84* 0,6-0,94	0,38 -0,1-0,73	0,40 -0,12-0,74	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,39* 0,14-0,68	0,61* 0,17-0,85	0,56* 0,11-0,82	0,24 -0,27-0,64	0,81* 0,54-0,93	0,13 -0,38-0,58	0,08 -0,41-0,54	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 48. Zgodność pomiarów określona współczynnikami korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik ICC $\pm 95\%CI$	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,82* 0,72-0,9	0,84* 0,7-0,91	0,75* 0,56-0,87	0,87* 0,75-0,93	0,90* 0,81-0,95	0,83* 0,68-0,91	0,81* 0,64-0,90	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,85* 0,74-0,92	0,91* 0,81-0,96	0,87* 0,73-0,94	0,89* 0,77-0,95	0,83* 0,65-0,92	0,80* 0,61-0,91	0,85* 0,71-0,92	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,55-0,82	0,86* 0,75-0,93	0,68* 0,45-0,83	0,69* 0,46-0,83	0,76* 0,57-0,87	0,75* 0,55-0,87	0,75* 0,55-0,87	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,66* 0,5-0,8	0,88* 0,77-0,94	0,61* 0,34-0,78	0,60* 0,34-0,78	0,63* 0,36-0,8	0,62* 0,34-0,8	0,41* 0,07-0,67	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,21* -0,01-0,54	0,17 -0,31-0,57	0,13 -0,38-0,56	0,20 -0,25-0,6	0,88* 0,72-0,95	0,14 -0,32-0,57	0,08 -0,46-0,56	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,54* 0,22-0,83	0,88* 0,63-0,96	0,72* 0,29-0,91	0,70* 0,26-0,9	0,68* 0,19-0,9	0,54* -0,05-0,84	0,2 -0,35-0,64	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,38* 0,12-0,67	0,82* 0,61-0,93	0,71* 0,38-0,88	0,17 -0,32-0,59	0,79* 0,52-0,91	0,13 -0,33-0,55	-0,18 -0,66-0,37	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,40* 0,14-0,7	0,77* 0,5-0,9	0,56* 0,13-0,81	0,09 -0,43-0,54	0,81* 0,25-0,94	0,02 -0,49-0,51	-0,15 -0,66-0,4	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,64* 0,41-0,84	0,72* 0,38-0,89	0,53* 0,06-0,8	0,74* 0,43-0,9	0,58* 0,15-0,83	0,60 0,19-0,84	0,76* 0,42-0,91	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,53* 0,26-0,79	0,56* 0,08-0,83	0,63* 0,18-0,87	0,66* 0,25-0,87	0,41 -0,1-0,77	0,27 -0,24-0,68	0,70* 0,32-0,88	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,22* -0,01-0,54	0,54* 0,07-0,81	0,03 -0,46-0,5	0,32 -0,2-0,69	0,15 -0,38-0,6	0,57* 0,12-0,82	0,03 -0,46-0,5	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,46* 0,21-0,72	0,85* 0,6-0,94	0,18 -0,36-0,62	0,47* 0-0,77	0,14 -0,37-0,59	0,57* 0,1-0,83	-0,06 -0,57-0,45	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 49. Istotności statystyczne różnic między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [%/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,4451	0,3162	0,2088	0,9956	0,9652	0,9952
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	0,9850	0,5206	0,9808	0,3231	0,8831	0,7530
MĘŻCZYŹNI	pr	60	0,4649	0,1772	0,0026*	0,9289	0,1075	0,3258
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

wykonania szczegółowej analizy między poszczególnymi testami uzyskano jedynie dla pomiaru mięśni prostujących staw łokciowy w ruchu z prędkością 60%/s w grupie mężczyzn i u wszystkich badanych łącznie oraz mięśni zginających w ruchu z prędkością 240%/s w grupie kobiet (tab. 46). Analiza różnic poszczególnych par pomiarów nie wykazała istotnego statystycznie zróżnicowania (tab. 49).



### 3.3.2. Praca maksymalna

Najwyższe wartości  $W_{\max}$  w pojedynczym ruchu odnotowano podczas testów wykonywanych z minimalną prędkością ruchu ( $60^\circ/\text{s}$ ), a im większa była zadana prędkość, tym rejestrowane dane były niższe. Wyniki zebrane w badaniu obu grup mięśni obejmujące pomiary ruchów z prędkością  $60^\circ/\text{s}$  i  $120^\circ/\text{s}$  okazały się porównywalne. Przy wyższych prędkościach ( $180^\circ/\text{s}$  i  $240^\circ/\text{s}$ ) wyższe wartości omawianej cechy otrzymano w testach mięśni prostujących staw. Mężczyźni osiągnęli niemal dwukrotnie wyższe wyniki niż kobiety. Porównanie testów mięśni zginających pozwoliło wykazać, że najwyższe wartości uzyskiwano najczęściej w pomiarze 2, a najniższe w pomiarze 4. Wyniki osiągnęte przez mięśnie prostujące charakteryzowały się większą zmiennością. W grupie kobiet maksymalne wartości ujawniły się w pomiarze 4, najniższe zaś w pomiarze 3. Wśród mężczyzn były to odpowiednio pomiary 2 i 4 (tab. 50).

#### *3.3.2.1. Analiza zależności między wartościami pracy maksymalnej wykonanej w pojedynczym ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

##### Zgodność pomiarów

Zaobserwowano wysoką i bardzo wysoką powtarzalność wszystkich pomiarów obliczaną dla wszystkich badanych łącznie oraz osobno dla kobiet. W grupie mężczyzn wysoką zgodność potwierdzono jedynie w odniesieniu do mięśni prostujących staw łokciowy. Współczynnik ICC w pomiarach mięśni zginających u mężczyzn wskazał na umiarkowaną zależność. Najwyższą zgodność pomiarów uzyskano w odniesieniu do testów 1 i 2, najniższą zaś w przypadku testów 3 i 4 lub 2 i 4. Najwyższa powtarzalność dotyczyła małych prędkości ruchu ( $60^\circ/\text{s}$  lub  $120^\circ/\text{s}$ ) (tab. 51, 52).

##### Analiza istotności różnic między pomiarami

Zgodność pomiarów uznano przeciętnie za wysoką i umiarkowaną (tab. 51, 52). W analizie wariancji, przeprowadzonej dla pomiarów powtarzalnych, prawie w każdym porównaniu, niezależnie od zastosowanej prędkości ruchu i ocenianej grupy badanych, nie wykazano istotności różnic między poszczególnymi testami (tab. 50, 53).

### 3.3.3. Praca całkowita

Zaobserwowano, że im większa była zastosowana prędkość ruchu, tym wyniki dotyczące pracy całkowitej mięśni zginających i prostujących staw łokciowy

Tabela 50. Wartości pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 37	pr	60	55,45	24,27	56,10	25,62	52,97	25,69	55,39	24,38	0,0486*	0,37
	pr	120	51,41	23,60	51,80	23,00	47,08	23,36	50,35	23,43	0,4659	0,23
	pr	180	32,70	15,76	35,04	17,20	31,20	16,85	33,53	16,95	0,6242	0,17
	pr	240	28,32	15,35	30,63	14,47	26,59	15,04	27,69	14,12	0,7167	0,14
WSZYSTCY n = 37	zg	60	57,97	21,20	55,62	21,85	55,74	26,08	56,03	18,19	0,3493	0,29
	zg	120	50,29	19,23	51,60	19,68	49,10	24,34	49,77	17,66	0,8525	0,10
	zg	180	39,13	17,26	39,62	18,83	38,83	20,83	38,54	16,61	0,0957	0,54
	zg	240	31,32	16,74	33,52	16,65	34,46	19,77	32,67	14,46	0,1666	0,44
KOBIEТЫ n = 20	pr	60	36,32	9,88	36,01	11,02	32,55	10,90	34,04	8,31	0,0910	0,72
	pr	120	31,24	9,15	32,71	10,20	29,09	10,57	30,45	6,73	0,8878	0,08
	pr	180	21,83	8,26	22,82	9,22	19,50	9,57	20,86	6,95	0,2372	0,36
	pr	240	19,64	7,39	21,39	8,14	16,91	7,62	17,99	5,98	0,5515	0,19
KOBIEТЫ n = 20	zg	60	41,50	10,03	39,47	11,08	37,74	13,43	41,79	11,95	0,4951	0,21
	zg	120	33,84	10,33	35,75	10,77	32,79	11,11	35,39	9,85	0,6980	0,13
	zg	180	27,31	7,91	26,06	9,77	25,46	10,26	26,69	9,61	0,2559	0,34
	zg	240	20,80	9,00	22,06	9,64	22,83	10,88	22,92	9,66	0,0006*	0,90
MĘŻCZYŹNI n = 17	pr	60	77,95	14,64	81,21	12,92	75,94	15,95	76,74	13,71	0,0186*	0,72
	pr	120	70,24	15,80	70,89	14,47	67,32	15,78	70,25	15,66	0,3051	0,21
	pr	180	45,49	12,49	50,31	11,63	44,37	13,09	46,19	14,27	0,3448	0,28
	pr	240	38,52	16,14	41,60	12,60	37,48	13,87	37,39	13,24	0,3565	0,28
MĘŻCZYŹNI n = 17	zg	60	77,34	12,39	75,81	13,27	75,99	21,57	70,26	10,44	0,5123	0,20
	zg	120	65,65	10,82	67,44	12,14	67,45	22,03	64,14	10,36	0,9345	0,07
	zg	180	53,05	14,68	56,58	12,43	53,87	19,48	50,39	13,35	0,2990	0,31
	zg	240	43,71	15,26	47,13	12,36	47,53	19,51	42,42	11,66	0,7383	0,13

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 51. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,88* 0,81-0,94	0,96* 0,92-0,98	0,88* 0,78-0,94	0,87* 0,76-0,93	0,91* 0,83-0,96	0,89* 0,8-0,95	0,79* 0,6-0,89	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,81* 0,68-0,9	0,86* 0,73-0,93	0,81* 0,62-0,91	0,93* 0,86-0,97	0,72* 0,45-0,86	0,83* 0,67-0,92	0,77* 0,57-0,88	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,90* 0,84-0,95	0,95* 0,9-0,97	0,90* 0,81-0,95	0,90* 0,82-0,95	0,93* 0,86-0,96	0,9* 0,81-0,95	0,86* 0,73-0,93	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,83* 0,72-0,9	0,89* 0,79-0,94	0,76* 0,57-0,87	0,79* 0,63-0,89	0,90* 0,81-0,95	0,83* 0,68-0,91	0,79* 0,61-0,89	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,55-0,89	0,92* 0,78-0,97	0,75* 0,45-0,9	0,77* 0,47-0,91	0,87* 0,69-0,95	0,75* 0,42-0,9	0,70* 0,29-0,89	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,79* 0,55-0,93	0,85* 0,61-0,95	0,76* 0,37-0,92	0,87* 0,62-0,96	0,76* 0,34-0,92	0,73* 0,29-0,92	0,72* 0,33-0,9	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,48-0,87	0,84* 0,65-0,93	0,76* 0,46-0,90	0,70* 0,33-0,88	0,82* 0,59-0,93	0,67* 0,3-0,86	0,75* 0,42-0,91	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,54-0,9	0,85* 0,65-0,94	0,67* 0,33-0,86	0,61* 0,21-0,84	0,79* 0,51-0,92	0,70* 0,34-0,88	0,77* 0,44-0,92	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,63 0,39-0,83	0,83* 0,58-0,94	0,68* 0,28-0,87	0,50* 0,04-0,78	0,72* 0,34-0,9	0,64* 0,19-0,86	0,44* -0,02-0,75	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,35 0,09-0,67	0,25 -0,34-0,69	0,53* 0,03-0,82	0,72* 0,36-0,9	0,16 -0,42-0,64	0,29 -0,26-0,7	0,37 -0,13-0,72	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,69 0,48-0,87	0,82* 0,56-0,93	0,81* 0,55-0,93	0,83* 0,59-0,93	0,81* 0,52-0,93	0,70* 0,33-0,88	0,72* 0,37-0,89	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,52 0,27-0,77	0,65* 0,23-0,86	0,55* 0,09-0,81	0,61* 0,19-0,84	0,79* 0,49-0,92	0,53* 0,08-0,8	0,59* 0,17-0,83	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 52. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik ICC $\pm 95\%CI$	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTYCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,94* 0,9-0,97	0,96* 0,92-0,98	0,93* 0,86-0,96	0,95* 0,91-0,98	0,95* 0,89-0,97	0,94* 0,88-0,97	0,95* 0,89-0,97	0,95* 0,89-0,97
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,89* 0,81-0,95	0,89* 0,77-0,95	0,96* 0,92-0,98	0,92* 0,82-0,96	0,85* 0,69-0,93	0,84* 0,68-0,93	0,94* 0,87-0,97	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,90* 0,84-0,95	0,92* 0,84-0,96	0,91* 0,82-0,95	0,90* 0,8-0,95	0,92* 0,8-0,97	0,91* 0,83-0,96	0,88* 0,77-0,94	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,86* 0,77-0,92	0,89* 0,79-0,94	0,82* 0,66-0,9	0,84* 0,71-0,92	0,86* 0,71-0,93	0,86* 0,74-0,93	0,92* 0,83-0,96	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,55-0,89	0,86* 0,67-0,94	0,81* 0,54-0,93	0,80* 0,53-0,92	0,88* 0,68-0,96	0,73* 0,4-0,89	0,77* 0,45-0,92	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,82* 0,61-0,94	0,90* 0,72-0,97	0,87* 0,62-0,96	0,83* 0,51-0,95	0,96* 0,84-0,99	0,82* 0,49-0,94	0,77* 0,45-0,92	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,55-0,89	0,87* 0,71-0,95	0,87* 0,68-0,95	0,72* 0,38-0,89	0,92* -0,09-0,98	0,79* 0,51-0,92	0,77* 0,45-0,92	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,53-0,9	0,90* 0,75-0,96	0,84* 0,57-0,94	0,74* 0,42-0,89	0,86* 0-0,97	0,79* 0,41-0,92	0,76* 0,42-0,91	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,73* 0,52-0,88	0,78* 0,49-0,92	0,67* 0,26-0,87	0,80* 0,54-0,92	0,72* 0,36-0,89	0,69* 0,32-0,88	0,78* 0,48-0,92	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,59* 0,32-0,82	0,49* -0,06-0,8	0,90* 0,73-0,97	0,69* 0,29-0,88	0,37 -0,23-0,76	0,30 -0,29-0,71	0,78* 0,49-0,92	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,67* 0,45-0,85	0,70* 0,34-0,88	0,75* 0,41-0,9	0,77* 0,46-0,91	0,71* 0,33-0,89	0,69* 0,32-0,88	0,71* 0,34-0,89	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,69* 0,46-0,86	0,76* 0,43-0,91	0,64* 0,22-0,86	0,73* 0,39-0,89	0,67* 0,27-0,87	0,68* 0,3-0,87	0,84* 0,61-0,94	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 53. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,4988	0,6159	0,1878	0,9978	0,9268	0,8533
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	0,8362	0,0615	0,2236	0,0076*	0,0390*	0,9180
MEŻCZYŹNI	pr	60	0,8165	0,9866	0,0290*	0,9488	0,1957	0,0647
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

były niższe. Maksymalne wartości  $W_{total}$  rejestrowano podczas ruchów wykonywanych z najmniejszą prędkością (60°/s). Niezależnie od prędkości ruchu, wyniki osiągnięte przez kobiety okazały się istotnie statystycznie niższe niż u mężczyzn. Porównując dane dotyczące mięśni zginających staw, odnotowano, że najwyższe wartości  $W_{total}$  otrzymywano w pomiarze 2, a najniższe w teście 3. W testach oceniających mięśnie prostujące wykazano małe zróżnicowanie między pomiarami 1 i 3. Najniższe wartości badanej cechy uzyskano w pomiarze 4 lub 3 (tab. 54).

Tabela 54. Wartości pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 37	pr	60	262,58	100,16	259,05	104,17	258,71	123,98	257,62	87,75	0,6221	0,17
	pr	120	240,17	86,15	247,82	105,00	231,46	115,64	231,24	86,67	0,2344	0,56
	pr	180	180,46	76,00	178,43	93,16	179,33	92,50	175,41	73,37	0,4176	0,25
	pr	240	142,82	76,73	147,89	74,80	158,84	90,81	149,79	64,06	0,5095	0,21
WSZYSTCY n = 37	zg	60	252,72	116,50	263,60	126,73	244,52	119,25	259,78	115,86	0,2334	0,37
	zg	120	251,95	107,22	252,87	112,25	219,89	110,76	232,89	109,27	0,0730	0,58
	zg	180	152,14	68,75	158,13	77,52	143,20	74,34	154,78	74,12	0,1108	0,51
	zg	240	131,41	70,72	135,90	65,59	121,54	65,86	125,64	59,33	0,0947	0,54
KOBIEТЫ n = 20	pr	60	184,23	47,17	184,19	55,48	176,34	65,90	188,99	53,90	0,4754	0,22
	pr	120	165,74	45,76	160,86	49,67	152,22	53,25	162,52	50,59	0,8406	0,10
	pr	180	124,23	40,82	113,05	52,69	117,67	51,12	120,28	46,63	0,1531	0,45
	pr	240	90,43	43,92	99,71	46,53	101,42	49,25	101,67	41,79	0,6291	0,16
KOBIEТЫ n = 20	zg	60	161,79	44,80	166,52	53,53	151,02	52,85	158,48	39,65	0,8461	0,10
	zg	120	158,59	47,52	155,43	50,19	134,07	50,59	140,82	33,30	0,5605	0,18
	zg	180	102,88	38,98	105,26	44,32	88,13	41,94	95,98	33,61	0,0063*	0,47
	zg	240	90,70	34,51	97,21	38,21	78,13	38,20	79,98	28,10	0,0020*	0,93
MĘŻCZYŹNI n = 17	pr	60	354,76	56,82	352,63	67,91	351,38	107,67	326,25	54,47	0,0184*	0,58
	pr	120	299,71	59,94	334,77	64,39	320,59	100,99	299,95	53,86	0,1502	0,76
	pr	180	246,62	49,12	260,17	62,52	248,70	78,54	230,54	49,72	0,1910	0,40
	pr	240	204,46	59,06	208,13	57,84	223,44	83,59	197,92	42,37	0,3235	0,30
MĘŻCZYŹNI n = 17	zg	60	359,71	75,19	384,95	74,62	349,71	76,33	361,08	65,62	0,3156	0,30
	zg	120	326,64	78,29	350,31	56,58	316,43	72,88	324,95	74,19	0,1316	0,47
	zg	180	210,08	47,21	224,23	56,08	205,16	49,30	213,58	53,44	0,3587	0,28
	zg	240	179,29	73,01	184,26	60,82	170,38	55,51	171,30	45,18	0,6696	0,15

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

### 3.3.3.1. Analiza zależności między wartościami pracy całkowitej rejestrowanymi w kolejnych pomiarach

#### Zgodność pomiarów

Zgodność pomiarów  $W_{total}$  obliczona za pomocą współczynnika ICC mieściła się w zakresie od umiarkowanej do doskonałej. Zaobserwowano wyższą powtarzalność testów mięśni zginających staw łokciowy w porównaniu z mięśniami prostującymi. W analizie ruchu zginania u wszystkich badanych łącznie odnotowano wysoką i doskonałą zgodność pomiarów, w grupie kobiet była ona wysoka lub umiarkowana, a wśród mężczyzn – w większości umiarkowana. U kobiet odnotowano wyższą powtarzalność pomiarów przy prędkości ruchu 180°/s i 240°/s. W zadaniach polegających na prostowaniu stawu łokciowego zgodność pomiarów okazała się wysoka u wszystkich badanych łącznie oraz umiarkowana i wysoka w grupie kobiet i grupie mężczyzn. Mimo wykazania istotności statystycznej wszystkich porównań uwagę zwracają niskie wartości dolnej granicy przedziału ufności wyliczane dla wartości ICC niektórych zestawień świadczące o losowej powtarzalności części porównań. Niskie wartości CI obserwowano w odniesieniu do mięśni prostujących staw z prędkością 60°/s w grupie kobiet (pomiar 1 vs 3 i 1 vs 4) i mężczyzn (pomiar 1 vs 4) oraz z prędkością 120°/s (pomiar 1 vs 2 i 1 vs 2) i 240°/s (pomiar 1 vs 4) wśród mężczyzn.

Niską dolną granicę przedziału ufności dla mięśni zginających staw stwierdzono w próbach wykonywanych z prędkością 60°/s w grupie kobiet (pomiar 1 vs 4) i mężczyzn (pomiar 1 vs 3 i 1 vs 4) oraz z prędkością 240°/s wśród mężczyzn (pomiar 1 vs 3). Najwyższą zgodność dotyczyła pomiarów 2 i 3 (mięśnie prostujące), 3 i 4 oraz 1 i 2 (mięśnie zginające). Najniższą powtarzalnością najczęściej charakteryzowały się pomiary 1 i 3 oraz 1 i 4 (tab. 55, 56).

#### Analiza istotności różnic między pomiarami

Zgodność pomiarów mieściła się, w zależności od zadanej prędkości ruchu i grupy badanej, w zakresie od umiarkowanej do doskonałej (tab. 55, 56). Aby w pełni rozpoznać zależności między powtarzalnymi pomiarami, przeprowadzono analizę wariancji, która nie wykazała istotności różnic nawet w przypadkach, w których ICC wskazywał na umiarkowane powiązanie wyników. Wyjątek stanowiły pojedyncze istotne statystycznie pary porównań w grupie kobiet w ruchu z prędkością 240°/s (tab. 57).

#### 3.3.4. Średnia moc

Najwyższe wartości  $P_{sr}$  mięśni zginających kończynę górną w stawie łokciowym rejestrowano w ruchu z prędkością 120°/s, a mięśni prostujących –

Tabela 55. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni prostopadłych staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik ICC $\pm 95\%CI$	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,87* 0,79-0,93	0,94* 0,88-0,97	0,85* 0,72-0,92	0,85* 0,72-0,92	0,90* 0,81-0,95	0,90* 0,8-0,95	0,81* 0,64-0,9	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,85* 0,74-0,93	0,86* 0,7-0,93	0,77* 0,54-0,89	0,91* 0,81-0,96	0,94* 0,87-0,97	0,89* 0,76-0,95	0,78* 0,59-0,89	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,89* 0,81-0,94	0,92* 0,85-0,96	0,87* 0,75-0,93	0,88* 0,77-0,94	0,92* 0,84-0,96	0,88* 0,78-0,94	0,88* 0,78-0,94	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,81* 0,7-0,89	0,87* 0,76-0,93	0,72* 0,52-0,85	0,79* 0,62-0,89	0,87* 0,75-0,93	0,84* 0,69-0,92	0,79* 0,61-0,89	
KOBIEITY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,63* 0,39-0,83	0,76* 0,49-0,9	0,58* 0,17-0,82	0,35* -0,15-0,7	0,87* 0,68-0,95	0,82* 0,57-0,93	0,73* 0,37-0,9	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,91* 0,83-0,95	0,90* 0,79-0,95	0,94* 0,87-0,97	0,89* 0,77-0,95	0,92* 0,79-0,97	0,90* 0,78-0,96	0,93* 0,86-0,97	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,68* 0,46-0,86	0,81* 0,58-0,92	0,76* 0,46-0,9	0,72* 0,37-0,89	0,72* 0,39-0,88	0,72* 0,39-0,89	0,69* 0,3-0,89	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,69* 0,47-0,86	0,79* 0,55-0,91	0,66* 0,31-0,86	0,61* 0,22-0,84	0,80* 0,55-0,92	0,68* 0,31-0,87	0,80* 0,51-0,93	
MĘZCZYJNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,66* 0,44-0,85	0,82* 0,57-0,93	0,66* 0,24-0,87	0,64* 0,18-0,86	0,72* 0,34-0,9	0,65* 0,22-0,87	0,53* 0,09-0,8	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,57* 0,3-0,81	0,52* 0,05-0,81	0,50* 0,01-0,8	0,74* 0,38-0,91	0,86* 0,61-0,95	0,60* 0,09-0,85	0,39 -0,09-0,73	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,67* 0,45-0,85	0,70* 0,34-0,89	0,66* 0,24-0,87	0,65* 0,27-0,85	0,86* 0,64-0,95	0,67* 0,24-0,87	0,64* 0,25-0,85	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,51* 0,26-0,76	0,64* 0,21-0,86	0,35 -0,16-0,71	0,44* -0,05-0,76	0,71* 0,35-0,89	0,57* 0,12-0,83	0,49* 0,05-0,78	

\* wartości istotne statystycznie,  $p < 0,05$



Tabela 56. Zgodność pomiarów określona współczynnikami korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,91* 0,85-0,95	0,93* 0,87-0,96	0,89* 0,79-0,94	0,92* 0,84-0,96	0,89* 0,79-0,95	0,91* 0,83-0,96	0,95* 0,9-0,97	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,91* 0,83-0,95	0,90* 0,79-0,95	0,94* 0,87-0,97	0,89* 0,77-0,95	0,92* 0,79-0,97	0,90* 0,78-0,96	0,93* 0,86-0,97	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,90* 0,84-0,95	0,92* 0,86-0,96	0,91* 0,82-0,95	0,89* 0,79-0,94	0,92* 0,79-0,96	0,90* 0,8-0,95	0,89* 0,79-0,95	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,85* 0,77-0,92	0,91* 0,84-0,95	0,78* 0,6-0,88	0,82* 0,67-0,9	0,86* 0,71-0,93	0,88* 0,75-0,94	0,93* 0,86-0,97	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,65* 0,41-0,84	0,74* 0,46-0,89	0,70* 0,36-0,88	0,50* 0,03-0,79	0,91* 0,74-0,97	0,65* 0,18-0,87	0,80* 0,5-0,93	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,69* 0,39-0,9	0,77* 0,36-0,93	0,71* 0,25-0,91	0,76* 0,32-0,93	0,93* 0,67-0,98	0,79* 0,45-0,94	0,74* 0,38-0,9	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,74* 0,54-0,89	0,86* 0,68-0,94	0,87* 0,62-0,95	0,78* 0,5-0,91	0,91* -0,08-0,98	0,76* 0,45-0,9	0,76* 0,44-0,91	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,76* 0,54-0,9	0,89* 0,73-0,95	0,84* 0,6-0,94	0,76* 0,44-0,91	0,87* -0,06-0,97	0,79* 0,3-0,93	0,79* 0,48-0,93	
MEŃCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,63* 0,39-0,83	0,74* 0,41-0,9	0,54* 0,06-0,81	0,68* 0,3-0,87	0,44* -0,04-0,76	0,58* 0,16-0,82	0,79* 0,51-0,92	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,46-0,88	0,63* 0,2-0,86	0,90* 0,73-0,97	0,68* 0,28-0,88	0,65* 0,18-0,88	0,57* 0,11-0,84	0,76* 0,43-0,91	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,69* 0,47-0,86	0,77* 0,47-0,91	0,66* 0,26-0,87	0,64* 0,24-0,86	0,72* 0,35-0,89	0,68* 0,29-0,87	0,65* 0,24-0,86	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,48-0,87	0,84* 0,61-0,94	0,52* 0,04-0,8	0,62* 0,21-0,84	0,69* 0,31-0,88	0,72* 0,38-0,89	0,84* 0,6-0,94	

\* wartości istotne statystycznie,  $p < 0,05$

Tabela 57. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [%/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,9999	0,1901	0,7504	0,1646	0,7056	0,7272
	zg	240	0,7536	0,0915	0,1017	0,0079*	0,0091*	1,0000
MĘŻCZYŹNI	pr	60	0,9716	0,9999	0,0981	0,9805	0,2292	0,1098
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

w ruchu z prędkością 180%/s. Wyjątek stanowiły pomiary przeprowadzone u mężczyzn, którzy maksymalne wartości badanej cechy osiągnęli podczas ruchów z prędkością 240%/s. Zestawienie czterech kolejnych testów pozwoliło wykazać porównywalne  $P_{sr}$  mięśni prostujących i zginających staw. Najwyższe wyniki pojawiały się najczęściej w pomiarze 2, a najniższe w pomiarach 3 lub 4. Wartości  $P_{sr}$  uzyskiwane przez mężczyzn były około dwukrotnie wyższe niż u kobiet (tab. 58).

Tabela 58. Wartości średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSCY <i>n</i> = 37	pr	60	25,06	9,97	25,85	10,68	25,10	11,75	24,47	9,11	0,0269*	0,52
	pr	120	40,18	16,65	44,38	20,28	40,29	20,87	39,87	17,36	0,1427	0,70
	pr	180	42,44	21,44	43,06	24,24	41,11	24,03	39,94	20,14	0,0735	0,58
	pr	240	39,59	25,81	42,71	25,19	44,02	30,23	39,93	22,18	0,4624	0,23
WSZYSCY <i>n</i> = 37	zg	60	24,67	11,45	25,29	12,10	23,00	11,16	24,13	11,48	0,0189*	0,76
	zg	120	41,61	20,27	44,50	21,10	38,04	19,76	40,14	21,73	0,0083*	0,84
	zg	180	33,19	17,97	36,18	21,02	31,56	18,30	33,70	19,94	0,0835	0,56
	zg	240	33,07	23,33	36,20	21,08	30,96	20,25	31,71	19,68	0,0689	0,43
KOBIETY <i>n</i> = 20	pr	60	17,77	5,82	18,20	5,66	16,97	6,26	17,31	5,29	0,8125	0,11
	pr	120	27,30	8,68	28,31	9,85	25,54	8,21	26,29	8,84	0,6417	0,15
	pr	180	28,00	10,85	26,20	11,35	25,74	12,30	25,46	10,51	0,1414	0,46
	pr	240	23,59	13,41	26,39	14,68	25,47	14,05	23,88	10,92	0,5591	0,18
KOBIETY <i>n</i> = 20	zg	60	15,90	4,65	16,06	5,33	14,07	4,80	14,19	4,17	0,0728	0,58
	zg	120	24,59	8,17	26,34	9,63	22,36	9,41	21,94	6,68	0,1252	0,47
	zg	180	21,24	10,73	22,02	11,86	18,21	9,90	18,95	8,79	0,0168*	0,43
	zg	240	20,67	11,55	23,55	12,69	17,54	10,94	17,56	8,87	0,0011*	0,96
MĘŻCZYŹNI <i>n</i> = 17	pr	60	33,65	6,22	35,41	7,10	34,25	9,52	31,63	5,85	0,0297*	0,65
	pr	120	52,21	12,79	60,44	14,19	56,89	18,10	53,46	12,29	0,0207*	0,76
	pr	180	59,43	18,07	64,13	18,84	58,40	22,30	54,41	16,76	0,1774	0,42
	pr	240	58,42	24,27	62,08	21,04	64,89	30,15	55,98	18,66	0,2002	0,39
MĘŻCZYŹNI <i>n</i> = 17	zg	60	34,98	7,75	36,83	7,06	33,04	6,69	34,06	6,69	0,1202	0,49
	zg	120	57,50	14,14	62,66	11,01	55,68	11,49	58,34	15,03	0,0466*	0,65
	zg	180	47,24	14,21	53,88	15,86	46,58	13,08	48,44	16,76	0,1800	0,41
	zg	240	47,66	25,46	51,21	19,27	46,04	17,53	45,86	17,17	0,6727	0,10

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

### 3.3.4.1. Analiza zależności między wartościami średniej mocy rejestrowanymi w kolejnych pomiarach

#### Zgodność pomiarów

Zgodność pomiarów  $P_{sr}$  mieściła się, w zależności od porównania, w zakresie od umiarkowanej do doskonałej. Wyższe wartości ICC odnotowano w analizach obejmujących mięśnie zginające staw, w porównaniu z mięśniami prostującymi. Stwierdzono wysoką i doskonałą powtarzalność testów u wszystkich badanych łącznie, przeważająco wysoką w grupie kobiet i umiarkowaną w grupie mężczyzn. W porównaniach, w których ICC wynosił mniej niż 0,7, zaobserwowano niską dolną granicę przedziału ufności wyliczanej dla wartości współczynnika korelacji. Najwyższą zgodność zauważono między pomiarami 2 i 3 oraz 1 i 2, najniższa dotyczyła pomiarów 1 i 3 lub 1 i 4. Nie wykazano różnic pomiędzy wartościami ICC uzyskanymi podczas analiz obejmujących różne prędkości ruchu (tab. 59, 60).

#### Analiza istotności różnic między pomiarami

Wykazano istotne powiązanie pojedynczych par pomiarów wyliczanych dla mięśni zginających staw łokciowy w ruchu z prędkością 60°/s (wszyscy badani łącznie), 120°/s (wszyscy badani łącznie i grupa mężczyzn) oraz 240°/s (grupa kobiet). Niezależnie od zadanej prędkości ruchu i grupy badanej odnotowane różnice wskazywały najczęściej na istotnie wyższe wartości rejestrowane w pomiarze 2 w porównaniu z wynikami pomiarów 3 i 4 (tab. 58, 61).

### 3.3.5. Czas przyśpieszania ruchu

Zaobserwowano, że im większa była zadana prędkość ruchu, tym czas do jej osiągnięcia był dłuższy. Wyniki zebrane w każdej grupie badanych charakteryzowała duża zmienność wyrażona wysokimi wartościami odchylenia standardowego stanowiącego często ponad połowę wartości średniej. We wszystkich pomiarach ACC uzyskany przez mężczyzn okazał się istotnie statystycznie krótszy od ACC odnotowanego wśród kobiet. W grupie mężczyzn w większości analiz najdłuższy ACC zarejestrowano w pomiarze 1, a najkrótszy w siedmiu z przeprowadzonych ośmiu analiz w pomiarze 2. W grupie kobiet w pomiarach mięśni zginających staw łokciowy najdłuższy ACC obserwowano w pomiarze 3, a najkrótszy w pomiarze 1 lub 2 (tab. 62).

Tabela 59. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,88* 0,80-0,93	0,93* 0,86-0,96	0,82* 0,66-0,9	0,86* 0,74-0,93	0,92* 0,84-0,96	0,91 0,77-0,96	0,89* 0,78-0,94	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,88* 0,79-0,94	0,87* 0,71-0,94	0,82* 0,63-0,91	0,90* 0,78-0,95	0,95* 0,88-0,98	0,88 0,75-0,95	0,87* 0,76-0,94	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,89* 0,82-0,94	0,89* 0,79-0,94	0,89* 0,80-0,95	0,88* 0,77-0,94	0,95* 0,89-0,97	0,89 0,79-0,95	0,89* 0,79-0,95	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,84* 0,75-0,92	0,87* 0,77-0,93	0,79* 0,63-0,89	0,80* 0,63-0,89	0,92* 0,84-0,96	0,83 0,68-0,91	0,86* 0,73-0,93	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,70* 0,48-0,87	0,81* 0,58-0,92	0,62* 0,21-0,84	0,62* 0,20-0,84	0,82* 0,59-0,93	0,90 0,76-0,96	0,82* 0,55-0,94	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,76* 0,51-0,92	0,74* 0,37-0,91	0,66* 0,15-0,89	0,82* 0,49-0,94	0,61* 0,07-0,87	0,61 0,07-0,87	0,85* 0,60-0,95	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,79* 0,61-0,91	0,91* 0,77-0,96	0,86* 0,67-0,94	0,82* 0,57-0,93	0,85* 0,64-0,94	0,85 0,63-0,94	0,77* 0,44-0,92	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,81* 0,63-0,92	0,87* 0,7-0,95	0,74* 0,44-0,89	0,58* 0,15-0,83	0,85* 0,63-0,94	0,59 0,15-0,84	0,84* 0,60-0,94	
MĘŻCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,68* 0,45-0,86	0,79* 0,50-0,92	0,51* 0,02-0,8	0,60* 0,21-0,83	0,79* 0,49-0,93	0,68 0,1-0,89	0,70* 0,31-0,89	
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,67* 0,42-0,87	0,62* 0,14-0,86	0,62* 0,18-0,86	0,72* 0,34-0,9	0,93* 0,77-0,98	0,65 0,19-0,87	0,66* 0,28-0,86	
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,66* 0,43-0,85	0,54* 0,07-0,81	0,76* 0,44-0,91	0,73* 0,41-0,89	0,87* 0,67-0,96	0,66 0,25-0,87	0,79* 0,50-0,92	
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,62* 0,38-0,82	0,66* 0,25-0,87	0,61* 0,19-0,84	0,59* 0,16-0,83	0,83* 0,55-0,94	0,59 0,16-0,84	0,73* 0,34-0,90	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 60. Zgodność pomiarów określona współczynnikami korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik ICC $\pm 95\%CI$	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTCY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,93* 0,88-0,96	0,95* 0,91-0,98	0,91* 0,83-0,96	0,93* 0,86-0,96	0,93* 0,82-0,96	0,93* 0,82-0,96	0,92* 0,82-0,96	0,94* 0,89-0,97
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,92* 0,85-0,96	0,91* 0,81-0,96	0,94* 0,87-0,97	0,91* 0,82-0,96	0,93* 0,68-0,98	0,90* 0,77-0,96	0,90* 0,77-0,96	0,95* 0,89-0,97
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,90* 0,84-0,95	0,92* 0,85-0,96	0,92* 0,84-0,96	0,90* 0,81-0,95	0,92* 0,8-0,96	0,9* 0,81-0,95	0,9* 0,81-0,95	0,88* 0,77-0,94
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,86* 0,77-0,92	0,89* 0,8-0,94	0,79* 0,63-0,89	0,81* 0,66-0,9	0,91* 0,8-0,96	0,89* 0,76-0,95	0,89* 0,73* 0,38-0,9	0,93* 0,67* 0,26-0,88
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,73* 0,53-0,88	0,89* 0,75-0,96	0,86* 0,57-0,95	0,74* 0,41-0,90	0,89* 0,56-0,97	0,73* 0,38-0,9	0,74* 0,30-0,92	0,72* 0,36-0,90
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,74* 0,49-0,92	0,85* 0,61-0,95	0,82* 0,49-0,95	0,85* 0,58-0,95	0,92* 0,67-0,98	0,92* 0,61-0,98	0,83* 0,59-0,93	0,78* 0,45-0,92
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,77* 0,59-0,9	0,89* 0,75-0,96	0,90* 0,73-0,96	0,79* 0,52-0,92	0,93* 0,61-0,98	0,90* -0,02-0,98	0,79* 0,15-0,94	0,75* 0,4-0,91
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,75* 0,52-0,9	0,91* 0,76-0,97	0,89* 0,72-0,96	0,75* 0,43-0,9	0,90* 0,68* 0,20-0,88	0,64* 0,24-0,86	0,61* 0,17-0,86	0,82* 0,57-0,93
MĘZCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,71* 0,5-0,87	0,81* 0,53-0,93	0,60* 0,17-0,84	0,72* 0,38-0,89	0,70* 0,3-0,89	0,70* -0,25-0,91	0,61* 0,17-0,86	0,78* 0,49-0,92
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,78* 0,49-0,92	0,62* 0,19-0,86	0,80* 0,50-0,93	0,70* 0,3-0,89	0,70* -0,25-0,91	0,61* 0,17-0,86	0,69* 0,33-0,88	0,68* 0,28-0,87
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,69* 0,47-0,86	0,77* 0,43-0,92	0,74* 0,40-0,90	0,78* 0,49-0,91	0,71* 0,32-0,89	0,69* 0,33-0,88	0,69* 0,33-0,88	0,68* 0,28-0,87
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,71* 0,49-0,87	0,79* 0,5-0,92	0,59* 0,14-0,84	0,66* 0,28-0,86	0,80* 0,52-0,93	0,76* 0,45-0,91	0,76* 0,45-0,91	0,86* 0,65-0,95

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 61. Istotności statystyczne między wartościami średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	0,6887	0,9958	0,5278	0,8181	0,0732	0,3906
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	0,5294	0,3623	0,6975	0,0184*	0,0761	0,9462
	zg	120	0,0666	0,9366	0,9638	0,0148*	0,0198*	0,9996
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	0,9998	0,4125	0,3898	0,3624	0,3412	1,0000
	zg	240	0,6190	0,1981	0,0489*	0,0127*	0,0020*	0,9066
MEŻCZYŹNI	pr	60	0,6867	0,8925	0,3729	0,9785	0,0431*	0,1050
	pr	120	0,0977	0,1032	1,0000	1,0000	0,1083	0,1143
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	0,1519	0,9387	1,0000	0,0446*	0,1519	0,9387
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 62. Wartości czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno w grupie kobiet i mężczyzn w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar 1		Pomiar 2		Pomiar 3		Pomiar 4		p ANOVA	Moc testu
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD		
WSZYSTCY n = 37	pr	60	89,73	49,24	85,83	43,91	83,24	38,59	85,59	35,52	0,8362	0,10
	pr	120	134,48	67,33	132,14	71,35	140,88	79,71	135,88	69,94	0,1587	0,44
	pr	180	266,76	195,99	236,67	137,92	217,94	108,09	230,00	114,12	0,1154	0,51
	pr	240	310,27	176,88	312,57	170,89	272,06	127,37	307,65	155,14	0,4157	0,25
	zg	60	60,27	22,67	56,39	17,26	59,12	31,66	55,29	19,26	0,6269	0,17
	zg	120	98,62	35,63	88,21	28,81	96,18	43,42	98,82	32,17	0,4441	0,24
	zg	180	134,32	45,49	132,22	43,96	141,76	59,77	139,71	51,32	0,1339	0,48
	zg	240	178,65	60,05	171,71	55,23	187,35	85,36	175,88	62,33	0,0014*	0,56
	pr	60	118,00	50,22	112,50	40,51	107,22	34,27	105,88	36,92	0,9840	0,06
	pr	120	180,71	63,79	190,00	53,78	190,56	79,59	182,94	69,08	0,9199	0,08
	pr	180	369,00	218,73	319,50	131,89	293,33	92,23	310,00	103,92	0,0494*	0,63
	pr	240	413,00	178,68	382,63	143,87	355,56	113,46	422,35	137,46	0,0247*	0,73
	zg	60	71,00	21,98	67,50	14,10	73,33	35,31	67,65	18,21	0,7611	0,12
	zg	120	117,86	33,32	110,71	22,35	122,78	41,13	118,24	30,46	0,6293	0,16
	zg	180	160,50	37,62	164,50	29,46	181,67	52,94	173,53	36,22	0,2330	0,36
	zg	240	206,50	43,32	210,53	40,20	242,22	81,21	220,00	45,55	0,0044*	0,65
	pr	60	56,47	16,93	52,50	16,93	56,25	21,87	65,29	19,08	0,3537	0,28
	pr	120	91,33	33,99	74,29	21,74	85,00	22,51	88,82	24,72	0,0572	0,62
	pr	180	146,47	34,27	133,13	42,07	133,13	39,62	150,00	49,62	0,4484	0,23
	pr	240	189,41	61,39	229,38	166,59	178,13	57,64	192,94	52,77	0,2649	0,34
	zg	60	47,65	16,40	42,50	8,56	43,13	16,62	42,94	10,47	0,0660	0,59
	zg	120	80,67	28,15	65,71	11,58	66,25	20,62	79,41	20,15	0,0867	0,55
	zg	180	103,53	33,34	91,88	16,82	96,88	24,96	105,88	41,09	0,2855	0,32
	zg	240	145,88	61,45	125,63	28,28	125,63	29,66	131,76	42,46	0,2362	0,36

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy, \* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )



### *3.3.5.1. Analiza zależności między wartościami czasu przyspieszania ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach*

#### Zgodność pomiarów

Zgodność pomiarów ACC obliczoną za pomocą wskaźnika ICC uznano za umiarkowaną i wysoką w przypadku wszystkich badanych łącznie oraz umiarkowaną i słabą w odniesieniu do kobiet i mężczyzn analizowanych osobno. Najwyższą zgodność odnotowano między pomiarami 1 i 2 oraz 2 i 3, a najniższą – między pomiarami 1 i 3 oraz 1 i 4. We wszystkich grupach badanych zarówno w ruchu zginania, jak i prostowania stawu łokciowego, najwyższą zgodność zaobserwowano przy prędkości ruchu  $180^{\circ}/s$  i  $240^{\circ}/s$ , najniższą natomiast w testach wykonywanych z prędkością  $60^{\circ}/s$  i  $120^{\circ}/s$  (tab. 63, 64).

#### Analiza istotności różnic między pomiarami

Poziom zgodności pomiarów, zwłaszcza w analizach uwzględniających płeć badanych, wskazuje na umiarkowaną i słabą zależność, analiza wariancji nie potwierdziła jednak istotności różnic pomiędzy kolejnymi parami porównań. Jedynie wśród kobiet w ruchu zginania z prędkością  $180^{\circ}/s$  i  $240^{\circ}/s$  wykazano w pomiarze 1 istotnie statystycznie niższe wartości ACC w porównaniu z pomiarem 3 oraz w ruchu z prędkością  $240^{\circ}/s$  istotnie niższe wyniki w pomiarze 2 w porównaniu z testem 3 (tab. 62, 65).

Tabela 63. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar						
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSZY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,54* 0,36-0,71	0,59* 0,33-0,77	0,69* 0,47-0,83	0,48* 0,18-0,70	0,55* 0,25-0,75	0,62* 0,35-0,79	0,49* 0,17-0,72
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,59* 0,39-0,77	0,61* 0,31-0,80	0,42* 0,05-0,68	0,58* 0,26-0,78	0,87 0,74-0,94	0,54* 0,21-0,76	0,65* 0,39-0,81
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,85* 0,77-0,92	0,89* 0,8-0,94	0,80* 0,64-0,90	0,86* 0,73-0,93	0,86* 0,73-0,93	0,90* 0,80-0,95	0,83* 0,68-0,91
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,79* 0,67-0,88	0,87* 0,76-0,93	0,68* 0,45-0,82	0,83* 0,69-0,91	0,79* 0,62-0,89	0,90* 0,81-0,95	0,83* 0,67-0,91
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,32* 0,06-0,63	0,41* -0,02-0,72	0,56* 0,13-0,81	0,27 -0,26-0,66	0,35 -0,14-0,69	0,22 -0,31-0,63	0,29 -0,28-0,70
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,28* -0,02-0,68	0,47* -0,04-0,79	0,36 -0,28-0,77	0,41 -0,23-0,79	0,82* 0,50-0,94	-0,18 -0,74-0,45	0,39 -0,17-0,75
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,62* 0,38-0,82	0,74* 0,45-0,89	0,61* 0,22-0,83	0,66* 0,28-0,86	0,67* 0,31-0,86	0,65* 0,27-0,85	0,70* 0,32-0,89
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,60* 0,35-0,82	0,84* 0,65-0,94	0,55* 0,13-0,81	0,73* 0,40-0,89	0,62* 0,2-0,84	0,80* 0,52-0,92	0,65* 0,24-0,86
MĘŻCZYJNI	60	ICC $\pm 95\%CI$	0,42* 0,17-0,70	0,28 -0,20-0,66	0,76* 0,44-0,91	0,14 -0,34-0,57	0,46* -0,07-0,78	0,30 -0,25-0,69	0,37 -0,17-0,73
	120	ICC $\pm 95\%CI$	0,24* 0,01-0,58	0,25 -0,18-0,65	-0,25 -0,65-0,29	0,31 -0,25-0,71	0,51* -0,06-0,82	0,43* -0,04-0,76	0,52* 0,01-0,81
	180	ICC $\pm 95\%CI$	0,69* 0,47-0,86	0,71* 0,35-0,88	0,76* 0,46-0,91	0,86* 0,65-0,95	0,72* 0,33-0,90	0,80* 0,500-0,92	0,63* 0,23-0,85
	240	ICC $\pm 95\%CI$	0,48* 0,23-0,74	0,65* 0,27-0,86	0,45* 0,00-0,76	0,74* 0,42-0,90	0,54* 0,07-0,82	0,54* 0,07-0,81	0,71* 0,35-0,89

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 64. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej (ICC) wraz z przedziałem ufności (CI  $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

Grupa badana	Prędkość ruchu [°/s]	Współczynnik	Pomiar							
			1 vs 2 vs 3 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4	
WSZYSTY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,67* 0,51-0,80	0,73* 0,54-0,85	0,56* 0,29-0,75	0,65* 0,40-0,81	0,75* 0,55-0,87	0,71* 0,49-0,84	0,70* 0,46-0,84	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,78* 0,64-0,89	0,80* 0,62-0,90	0,75* 0,52-0,88	0,75* 0,52-0,88	0,89* 0,76-0,95	0,70* 0,44-0,85	0,74* 0,52-0,86	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,64* 0,48-0,78	0,68* 0,46-0,82	0,51* 0,22-0,72	0,45* 0,14-0,68	0,83* 0,69-0,91	0,89* 0,80-0,95	0,81* 0,62-0,90	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,72* 0,57-0,84	0,72* 0,51-0,85	0,82* 0,62-0,91	0,75* 0,56-0,87	0,70* 0,45-0,84	0,64* 0,37-0,81	0,79* 0,50-0,9	
KOBIECY	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,43* 0,17-0,71	0,57* 0,18-0,81	0,22 -0,22-0,61	0,46* -0,03-0,77	0,58* 0,17-0,82	0,62* 0,20-0,84	0,54* 0,04-0,82	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,55* 0,24-0,84	0,62* 0,15-0,86	0,44 -0,16-0,80	0,67* 0,16-0,89	0,68* 0,23-0,89	0,37 -0,27-0,77	0,54* 0,05-0,82	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,33* 0,09-0,63	0,50* 0,09-0,76	0,24 -0,19-0,61	0,12 -0,36-0,56	0,68* 0,34-0,87	0,78* 0,50-0,92	0,58* 0,14-0,83	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,65* 0,40-0,85	0,85* 0,65-0,94	0,70* 0,27-0,89	0,52* 0,05-0,80	0,79* 0,49-0,92	0,67* 0,29-0,87	0,67* 0,29-0,87	
MĘZCZYŹNI	60	ICC $\pm 95\%$ CI	0,32* 0,08-0,62	0,22 -0,31-0,64	0,25 -0,30-0,66	0,29 -0,15-0,65	0,41 -0,12-0,76	0,19 -0,17-0,57	0,47* 0,02-0,77	
	120	ICC $\pm 95\%$ CI	0,27* 0,03-0,60	0,41* -0,06-0,75	0,47* -0,05-0,79	-0,12 -0,64-0,43	0,73* 0,31-0,91	0,09 -0,24-0,50	0,05 -0,47-0,53	
	180	ICC $\pm 95\%$ CI	0,61* 0,37-0,82	0,61* 0,19-0,84	0,67* 0,27-0,87	0,54* 0,08-0,81	0,59* 0,11-0,84	0,76* 0,45-0,91	0,52* 0,09-0,80	
	240	ICC $\pm 95\%$ CI	0,26* 0,03-0,57	0,14 -0,36-0,58	0,58* 0,15-0,83	0,53* 0,07-0,80	0,32* -0,15-0,70	0,17 -0,33-0,60	0,67* 0,29-0,87	

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 65. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya

Grupa badana	Mięśnie	Prędkość ruchu [°/s]	Pomiar					
			1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
WSZYSCY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	0,9901	0,1892	1,0000	0,1005	0,9939	0,1731
KOBIECY	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	0,8607	0,0420*	0,3628	0,2180	0,8233	0,6917
	pr	240	0,9995	0,0336*	0,6880	0,0443*	0,7562	0,3143
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	0,6957	0,0796	0,9996	0,5171	0,6275	0,0622
MEŻCZYŹNI	pr	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	pr	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	60	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	120	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	180	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	zg	240	NS	NS	NS	NS	NS	NS

pr – mięśnie prostujące staw łokciowy, zg – mięśnie zginające staw łokciowy

NS – brak istotności statystycznej testu ANOVA

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

## 4. PODSUMOWANIE WYNIKÓW

### 4.1. STAW KOLANOWY

Zgodność czterech pomiarów mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym, oceniana za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej w zależności od grupy badanych, prędkości ruchu i analizowanej cechy, można określić jako doskonałą, wysoką lub umiarkowaną. Zgodność wyliczana dla wszystkich badanych łącznie okazała się wyższa niż zgodność analizowana osobno w grupie kobiet i grupie mężczyzn. Powtarzalność pomiarów przeprowadzonych u wszystkich badanych łącznie oceniono na wysoką, a w grupie kobiet i grupie mężczyzn – na umiarkowaną. Porównując poziom powtarzalności testów kobiet i mężczyzn, stwierdzono wyższą zgodność pomiarów w grupie mężczyzn. Wartości ICC szacowane dla mięśni prostujących staw były wyższe niż dla mięśni zginających. W grupie kobiet i grupie mężczyzn najniższą powtarzalność obserwowano zazwyczaj przy wyższych prędkościach ruchu (180°/s i 240°/s). Analiza wiarygodności prowadzona dzień do dnia pozwoliła wykazać wyższą zgodność pomiarów 2 z 3 i 4 niż 1 z 3 i 4. Niezależnie od prędkości ruchu najwyższą powtarzalnością charakteryzowały się pomiary szczytowego momentu siły mięśniowej.

### 4.2. TUŁÓW

Zgodność czterech pomiarów mięśni prostujących i zginających tułów, obliczana na podstawie wartości współczynnika korelacji wewnątrzklasowej w zależności od prędkości ruchu, analizowanej cechy i grupy badanych, można określić jako wysoką, umiarkowaną lub słabą. Zgodność wyliczana dla wszystkich badanych łącznie była wyższa niż zgodność szacowana osobno w grupie kobiet i grupie mężczyzn. Powtarzalność pomiarów przeprowadzonych u wszystkich badanych łącznie okazała się wysoka, a w grupie kobiet i grupie mężczyzn – umiarkowana. Porównując poziom powtarzalności testów kobiet i mężczyzn, zauważono wyższą zgodność pomiarów u mężczyzn. Wyższą zgodność pomiarów w grupie kobiet odnotowano jedynie w ruchu prostowania z prędkością 180°/s. Wartości ICC uzyskane w testach oceniających mięśnie prostujące tułów były wyższe niż w przypadku mięśni zginających, z wyjątkiem średniej mocy i pracy maksymalnej. W grupie kobiet najniższą powtarzalność obserwowano przy prędkości ruchu 60°/s lub 120°/s, a w grupie mężczyzn – przy prędkości 180°/s. Analiza wiarygodności prowadzona dzień do dnia pozwoliła wykazać wyższą zgodność pomiarów 2 z 3 i 4 niż 1 z 3 i 4. Niezależnie od prędkości ruchu najwyższą powtarzalnością charakteryzowały się pomiary średniej mocy i pracy maksymalnej.

### 4.3. STAW ŁOKCIOWY

Zgodność czterech pomiarów mięśni prostujących i zginających kończynę górną w stawie łokciowym, oceniana wartością współczynnika korelacji wewnątrzklasowej w zależności od prędkości ruchu, analizowanej cechy i grupy badanych, można określić jako wysoką, umiarkowaną lub słabą. Zgodność wyliczana dla wszystkich badanych łącznie była wyższa niż zgodność szacowana osobno w grupie kobiet i grupie mężczyzn. Powtarzalność pomiarów przeprowadzonych u wszystkich badanych łącznie okazała się wysoka, a w grupie kobiet i grupie mężczyzn – umiarkowana. Porównując poziom powtarzalności testów kobiet i mężczyzn, zauważono wyższą zgodność pomiarów w grupie kobiet, z wyjątkiem pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej. Wartości ICC obliczone dla mięśni zginających kończynę w stawie łokciowym w większości porównań były wyższe niż wyniki uzyskane w badaniach mięśni prostujących. Zależność pomiędzy poziomem powtarzalności pomiarów a prędkością ruchu zaobserwowano jedynie w analizie obejmującej wszystkich badanych łącznie, w której najniższą powtarzalność pomiarów odnotowano dla ruchu z prędkością 240°/s, oraz w grupie kobiet: tu najniższą powtarzalność obserwowano najczęściej w testach wykonywanych z prędkością 60°/s. Analiza powtarzalności prowadzona dzień do dnia ujawniła wyższą zgodność pomiarów 2 z 3 i 4 niż pomiarów 1 z 3 i 4. Niezależnie od prędkości ruchu najwyższą zgodnością charakteryzowały się pomiary pracy maksymalnej, pracy całkowitej i średniej mocy.

## 5. DYSKUSJA

Wraz ze wzrostem świadomości znaczenia praktyki opartej na dowodach naukowych zwiększa się również zainteresowanie badaczy, klinicystów, a także sportowców i trenerów obiektywną oceną wartości i skuteczności technik leczenia, rehabilitacji i treningu. Taką ocenę można przeprowadzić jedynie na podstawie dokładnego pomiaru obejmującego wyniki terapii i/lub treningu. Pomiar to „ustalenie miary określonej wielkości fizycznej” (PWN, b.d.), to czynność lub proces, który umożliwia ilościowe porównanie uzyskanych miar. Jednak przydatność pomiarów w charakterze narzędzia oceny zależy od tego, w jakim stopniu można polegać na uzyskanych danych jako dokładnym i znaczącym wskaźniku zachowania badanej cechy lub zjawiska (Gadotti i wsp., 2006).

Podstawowym kryterium oceny przydatności klinicznej i badawczej pomiaru jest jego wiarygodność definiowana jako poziom, w jakim miara jest wolna od błędów losowych (przypadkowych błędów pomiarowych) (Portney i Watkins, 2017). Wiarygodność jest określana ilościowo przez stopień, w jakim pomiary są spójne (stałe/stabilne) i powtarzalne (Lexell i Downham, 2005). Na przykład pomiary wykonane przed terapią i po jej zakończeniu muszą być wiarygodne, aby móc wykazać wszelkie różnice w wynikach rejestrowanych przed leczeniem i po leczeniu. W tym przypadku wielkość różnicy między pomiarami określi poziom skuteczności prowadzonych zabiegów, a brak zmian będzie wskazywać na brak efektów leczenia. Jeśli wiarygodność pomiarów nie zostanie sprawdzona, ich powtarzalność będzie mogła budzić wątpliwości, a co za tym idzie, również wyniki pomiaru będą mogły być zakwestionowane, ponieważ stwierdzone różnice (lub ich brak) będą mogły wynikać z przypadkowych błędów pomiarowych, a nie rzeczywistych zmian (lub ich braku) w poziomie obserwowanej zmiennej (Gadotti i wsp., 2006).

Dynamometria izokinetyczna od wielu lat jest często wykorzystywana do identyfikowania cech fizycznych mięśni (Dvir, 2004; Stark i wsp., 2011; Estrázulas i wsp., 2020; Kambič i wsp., 2020). Zdaniem specjalistów jest to metoda bezpieczna, obiektywna, powtarzalna i niezawodna, oparta na analizie parametrów kinematycznych i kinetycznych ruchu (Davies, 1992; Dvir, 2004; Guilhem i wsp., 2014; Roth i wsp., 2017; Gonosova i wsp., 2018; Habets i wsp., 2018; Muñoz-Bermejo i wsp., 2019).

Już w 2004 r. Drouin i wsp. w ramach opracowanego przez siebie hipotetycznego modelu eksperymentalnego dowiedli, że dynamometr izokinetyczny (Biodex System 3) zapewnia mechanicznie wiarygodne pomiary momentu obrotowego, położenia kąтового i prędkości w powtarzanych próbach przeprowadzonych w tym samym dniu lub w różnych terminach. Trafność pomiarów momentów sił i pozycji kątovej była akceptowalna, zdaniem autorów, w testach zastosowanych zarówno do celów klinicznych, jak i badawczych. Pomiary pręd-

kości pozwoliły wykazać wysoką ich wiarygodność w próbach obejmujących ruch z prędkością do około 300°/s oraz systematyczne jej obniżanie się przy wyższych prędkościach testowych. Badacze sugerowali prowadzenie kolejnych badań z udziałem ludzi, tak aby w sposób obiektywny określić rzetelność i trafność tego narzędzia w ocenie funkcji mięśni poprzez analizę istotnych klinicznie pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej, momentu siły właściwego dla kąta w stawie oraz pracy i mocy generowanej przez mięśnie.

Wykazana, nie tylko w projektach Drouina i wsp. (2004), wiarygodność i trafność dynamometrii izokinetycznej ma fundamentalne znaczenie dla ustalenia dokładnej miary funkcji mięśni ludzkich (Feiring i wsp., 1990; Patterson i Spivey, 1992; Timm i wsp., 1992; Kambič i wsp., 2020). Aby pomiary działania mięśni były wiarygodne, muszą być zarówno spójne, jak i wolne od błędów, a aby były trafne, muszą mierzyć zmienną, którą mają mierzyć (Lexell i Downham, 2005; Gadotti i wsp., 2006; Portney i Watkins, 2017).

Dynamometria wykorzystywana jest często w sporcie i fizjoterapii, stanowiąc część procesu treningowego lub terapeutycznego. W praktyce sportowej ma zastosowanie podczas kontroli przebiegu treningu lub jako jego element. W medycynie pozwala podczas praktyki i badań klinicznych opisać stan fizyczny pacjenta. Pomiary dynamometryczne dostarczają wielu parametrów niezbędnych do podejmowania decyzji w zakresie działań sportowych lub medycznych (Esnault i wsp., 2018; Matsushita i wsp., 2019; Reynaud i wsp., 2019; Tapking i wsp., 2019; Małecki i wsp., 2021).

Przeprowadzenie tego typu oceny, która jest ważnym czynnikiem podlegającym kontroli, wymaga starannego rozważenia wiarygodności zebranych danych (Caruso i wsp., 2012). Aby protokół był odtwarzalny, musi obejmować precyzyjne pomiary, zwykle potwierdzone metodą test-retest (Holmbäck i wsp., 1999; Hopkins, 2000; Lexell i Downham, 2005). Test-retest polega na minimum dwukrotnym pomiarze określonej zmiennej za pomocą tego samego narzędzia pomiarowego i procedury badawczej, wykonanym u tych samych badanych. Testy mogą odbywać się w tym samym dniu lub w różnych terminach.

W przeglądzie piśmiennictwa nie wykazano jednorodności stosowanych metod oceny zgodności pomiarów izokinetycznych. Proponowane analizy różniły się co do liczby powtórzeń, liczby pomiarów, zastosowanych prędkości ruchu oraz zmiennych, dla których zgodność była wyliczana. Roth i wsp. (2017) oceniali rzetelność pomiarów szczytowego momentu siły mięśni zginających i prostujących tułów podczas dwóch testów składających się z pięciu naprzemiennych ruchów wykonywanych z prędkością 60°/s i 150°/s (w obu pomiarach porównywano jedynie powtórzenia 2–5). Również Guilhem i wsp. (2014) badali zgodność pomiarów mięśni zginających i prostujących tułów. Ocena dotyczyła m.in. ruchu koncentrycznego w trybie izokinetycznym wykonywanego z prędkością 60°/s (trzy naprzemienne powtórzenia) i 120°/s (trzy naprzemienne



powtórzenia). Przeprowadzono dwie sesje pomiarowe oddzielone 60-minutową przerwą. Gonosova i wsp. (2018) analizowali rzetelność pomiarów izokinetycznych mięśni działających na staw skokowy podczas ruchu zginania podeszwowego i grzbietowego stopy. Dwukrotne pomiary z siedmiodniową przerwą obejmowały pięć naprzemiennych ruchów stopy z prędkością 30°/s i 120°/s. Kambič i wsp. (2020) do oceny zgodności pomiarów zastosowali dwa identyczne testy izokinetyczne mięśni zginających i prostujących staw kolanowy. Rejestrowali oni wielkości szczytowego momentu siły mięśniowej w ruchu z prędkością 60°/s. Między pomiarami zachowano co najmniej tygodniową przerwę.

Celem badań własnych było wielostronne sprawdzenie zgodności przeprowadzonych pomiarów izokinetycznych. Mięśnie zginające i prostujące tułów, staw kolanowy oraz staw łokciowy testowano czterokrotnie. Każda sesja składała się z prób, w których wykorzystano często stosowane w ocenie izokinetycznej prędkości ruchu: 60°/s, 120°/s, 180°/s i 240°/s. Dla każdej grupy mięśni, każdej prędkości ruchu i każdej analizowanej zmiennej obliczano zgodność między wszystkimi czterema pomiarami łącznie oraz między poszczególnymi parami pomiarów. Dodatkowo badanych podzielono ze względu na płeć, co pozwoliło uwidocznić różnice w wartościach współczynnika korelacji wewnątrzklasowej pomiędzy kobietami i mężczyznami. Przedstawiony powyżej przegląd rzetelności pomiarów prowadzonych przez innych badaczy obejmował jedynie pewne elementy badań zaprezentowanych w niniejszej pracy i dotyczył najczęściej niewielkiej populacji próbnej (odpowiednio 15, 20, 19, 15 osób), nie uwzględniono w nich też podziału uczestników badań na ze względu na płeć (Guilhem i wsp., 2014; Gonosova i wsp., 2018; Roth i wsp., 2017; Kambič i wsp., 2020).

Kluczową składową oceny rzetelności protokołu badawczego jest analiza statystyczna sporządzana za pomocą odpowiednich wskaźników. Obecnie w tego typu opracowaniach najczęściej stosowany jest współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ICC) (Guilhem i wsp., 2014; Roth i wsp., 2017; Liljequist i wsp., 2019) umożliwiający kategoryzację wielkości wskaźnika zgodności (Koo i Li, 2016). ICC należy do najbardziej preferowanych współczynników korelacji retestu, ponieważ daje możliwość porównania małych prób oraz danych zebranych w więcej niż dwóch pomiarach. Jest on obliczany na podstawie średnich kwadratów (tj. oszacowań wariancji populacji opartych na zmienności między danym zestawem miar) uzyskanych w drodze analizy wariancji. W uproszczeniu ICC można opisać jako stosunek wariancji między pomiarami do całkowitej wariancji, czyli stosunek wariancji między pomiarami do sumy wariancji między pomiarami i wariancji wewnątrzgrupowej. Jeżeli wariancja niepożądana (wewnątrzgrupowa) jest równa lub większa od wariancji efektu (między grupami), wiarygodność metody jest wyraźnie słaba (ICC ma wtedy wartość poniżej 0,5). Wartości ICC powyżej 0,8 lub 0,9 są uważane za oznakę dobrej lub doskonałej rzetelności (Shrout i Fleiss, 1979; Koo i Li, 2016). Jednak uznanie

wielkości ICC za wystarczającą powinno zależeć od spodziewanego efektu związanego z zastosowaniem ocenianej metody (Liljequist i wsp., 2019). Obecnie ICC jest szeroko wykorzystywany w badaniach medycznych do oceny niezawodności metod pomiarowych (Koo i Li, 2016).

Wartość ICC może być obliczana zgodnie z modelem 1 (jednokierunkowym) lub modelem 2 (dwukierunkowym). Oba modele dostarczają różnych informacji o wiarygodności metody. Model dwukierunkowy ICC(A,1) umożliwia określenie rzetelności w przypadku, gdy zmienną ocenia ten sam zestaw ocenianych, z uwzględnieniem efektu błędu systematycznego. Model jednokierunkowy ICC(C,1), wymagający różnych ocenianych, pomija ten efekt (Koo i Li, 2016; Liljequist i wsp., 2019). Liljequist i wsp. (2019) udowodnili, że modele 1 i 2 mogą, wbrew wcześniejszym opiniom, być używane zamiennie. W badaniach własnych zdecydowano się na przyjęcie klasycznej koncepcji proponowanej m.in. przez Koo i Li (2016) oraz Shrouta i Fleissa (1979) i do obliczeń zastosowano model 2 mieszany, typ 1 (pojedynczy ocenianych), z miarą efektu w postaci zgodności absolutnej. Oprócz wartości ICC jako miarę zgodności wykorzystano 95% przedział ufności (CI) dla wyliczanego ICC, gdyż ostateczna ocena poziomu wiarygodności powinna być dokonywana nie na podstawie samej wartości ICC, ale łącznie z wynikiem zwłaszcza dolnej granicy przedziału ufności (Koo i Li, 2016; Liljequist i wsp., 2019).

Dynamometry izokinetyczne wykazują bardzo wysoką niezawodność mechaniczną, jednak nieprzestrzeganie jednorodnych procedur pobierania danych może zwiększyć błąd ludzki/fizjologiczny. W celu zminimalizowania błędu pomiarowego niezbędne jest zachowanie standaryzowanych procedur gromadzenia wyników (Brown i Weir, 2001). Dynamometry izokinetyczne są przeznaczone przede wszystkim do testowania mięśni podczas wykonywania izolowanego ruchu w określonym stawie, dlatego istotne jest maksymalne ograniczenie zmienności danych. Można to osiągnąć, stabilizując okolicę badanego stawu taśmami velcro, co pozwala zredukować niepożądane ruchy ciała oraz prawidłowo ustawić oś obrotu ocenianego stawu i oś obrotu dynamometru, tak aby obie obracały się równolegle w miarę postępu powtórzeń. Jest to niezwykle pomocne w uzyskaniu wiarygodnych wyników pomiaru oraz w zmaksymalizowaniu odtwarzalności danych podczas ponownego testu (Caruso i wsp., 2012). W badaniach własnych przyjęto standardowe procedury pomiarowe rekomendowane przez producenta urządzenia (Biodex Multi-Joint System, 2012) oraz przez innych badaczy, np. Baltzopoulos i wsp. (2012) czy Daviesa (1992).

Siła i szybkość mięśni od wielu lat uznawane są za podstawowe cechy sprawności fizycznej człowieka (Gilewicz, 1964; Fidelus, 1977). Celem badań własnych była ocena zgodności pomiarów cech fizycznych wybranych grup mięśni podczas dynamicznej, koncentrycznej pracy z wykorzystaniem dynamometru izokinetycznego. Wielu autorów opisuje możliwości siłowo-prędkościowe mięśni,

posługując się najczęściej wartościami szczytowego momentu siły mięśniowej, wykonanej pracy i mocy generowanej podczas izolowanego ruchu lub czynności motorycznej (Pérez-Piñero i wsp., 2021; Reyes-Ferrada i wsp., 2021; Śliwowski i wsp., 2021; Taveira i wsp., 2021). Również publikacje z zakresu teorii izokine-tyki rekomendują te zmienne do oceny omawianych cech mięśni (Brown i wsp., 1992; Davies, 1992; Perrin, 1993, 1994; Wrigley i Strauss, 2000; Dvir, 2004). W badaniach własnych do określenia zgodności pomiarów podczas ruchu z zadaną prędkością wykorzystane zostały wartości szczytowego momentu siły mięśniowej, wykonanej pracy i średniej mocy.

Mięśnie są swego rodzaju biologicznymi „maszynami”, które przetwarzają energię chemiczną, stanowiącą ostateczny produkt reakcji zachodzących między pokarmem i tlenem, na siłę i pracę mechaniczną. Podstawową funkcją mięśni jest więc rozwijanie w sposób kontrolowany siły i wykonywanie pracy mechanicznej poprzez odpowiednie skracanie się w stanie obciążenia (Wilkie, 1974). Siłę mięśniową, jako jedną z cech opisujących możliwości fizyczne człowieka, definiuje się najczęściej jako zdolność do pokonywania oporu zewnętrznego lub przeciwdziałania mu kosztem wysiłku mięśniowego (Targosiński i wsp., 1992). W pomiarach biomedycznych możliwości siłowe mięśni ocenia się poprzez moment siły będący iloczynem siły rozwijanej przez mięsień względem osi obrotu w stawie i ramienia jej działania (Wit, 1999).

W powszechnym rozumieniu praca to wysiłek związany z wykonaniem pewnego zadania. Praca mechaniczna określana jest jako iloczyn przyłożonej do ciała siły i związanego z tym przemieszczenia (Bober i Zawadzki, 2003; Grimshaw i wsp., 2010). Moc mechaniczną definiuje się jako stosunek pracy do czasu, w którym została wykonana, lub jako iloczyn siły i prędkości ruchu (Bober i Zawadzki, 2003; Grimshaw i wsp., 2010). Moc mechaniczna mięśni jest ściśle powiązana z prędkością ich skracania się. Osiąga maksimum w punkcie odpowiadającym mniej więcej 1/3 maksymalnej siły i jednej trzeciej maksymalnej prędkości ruchu (Wilkie, 1974; Bober i Zawadzki, 2003). Zdolność mięśni do wytwarzania siły i mocy zależy także od ich przekroju poprzecznego, długości pęczków mięśniowych i wielkości kąta ścięgnowo-kostnego (Lieber i Fridén, 2000). Uważa się, że siła mięśni jest wprost proporcjonalna do fizjologicznego pola przekroju poprzecznego mięśnia (Żołądź, 2003; Kubo i wsp., 2011; Tanaka i wsp., 2013), który odpowiada objętości włókien podzielonej przez ich długość (Stokes i Gardner-Morse, 1999; Lieber i Fridén, 2000; Siebert i wsp., 2014). Innym fizjologicznym wyznacznikiem siły i mocy mięśni jest poziom ich aktywacji (determinanta nerwowa) regulowanej głównie poprzez przestrzenną i czasową rekrutację jednostek motorycznych podczas dobrowolnego skurczu (Lippold, 1952). Obok uwarunkowań morfologicznych ważną rolę w procesie wyzwiania siły i rozwijania mocy odgrywają uwarunkowania energetyczne (efektywność przemian energetycznych w mięśniach), a także temperatura mięśni i stopień ich zmęczenia (Żołądź, 2003).

### 5.1. ZGODNOŚĆ POMIARÓW MIĘŚNI ZGINAJĄCYCH I PROSTUJĄCYCH KOŃCZYNĘ DOLNĄ W STAWIE KOLANOWYM

Spośród wszystkich stawów staw kolanowy jest najbardziej złożonym układem połączonych ruchowo elementów kostnych, więzadłowych i chrzęstnych, zarówno pod względem geometrycznym, jak i strukturalnym (Bober i Zawadzki, 2003). Z mechanicznego punktu widzenia kolano jest układem przestrzennym składającym się z członów wykonujących złożone ruchy, zawierającym w swojej budowie więzy bierne. Innymi słowy, obejmuje on elementy zaliczane do tzw. mechanizmów dźwigniowych. Więzadło krzyżowe tylne i przednie wraz z kością udową i piszczelową tworzą czworobok przegubowy ze skrzyżowanymi ramionami. Więzadła poboczne ustalają wzajemne położenie elementów stawu, podobnie jak jarzmo utrzymuje koła obiegowe w przekładni obiegowej (Stępniewski, 2010).

Z anatomicznego punktu widzenia staw kolanowy klasyfikowany jest jako staw złożony – zawiasowo-obrotowy – o dwóch stopniach swobody obrotowej. Podstawowy ruch stawu kolanowego, gwarantujący zachowanie funkcji lokomocyjnych, to ruch zginania i prostowania w płaszczyźnie strzałkowej. Ze względu na budowę stawu zginanie i prostowanie jest kombinacją toczenia i ślizgania. Do około 20° zgięcia kłykcie kości udowej toczą się po kości piszczelowej. Dalsze toczenie się uniemożliwia przebieg więzadeł krzyżowych, dlatego w pozostałym zakresie ruchu kłykcie kości udowej ślizgają się po kości piszczelowej. Ostatnie 20° ruchu prostowania odbywa się z niewielką rotacją zewnętrzną podudzia względem uda. Jest to tzw. rotacja zamykająca – mechanizm blokujący staw kolanowy (Bochenek i Reicher, 1990; Nordin i Frankel, 2012; Ignasiak, 2013; Drake i wsp., 2019).

Czynny zakres ruchu w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej wynosi 130°–140° (S 0°–0°–140°), gdzie 0° oznacza pełny wyprost kolana, czyli taką pozycję kończyny dolnej, w której kości podudzia stanowią przedłużenie kości udowej. Prostowanie stawu kolanowego odbywa się przy udziale mięśnia czworogłowego uda obejmującego mięsień prosty uda, mięsień obszerny przyśrodkowy, mięsień obszerny pośredni i mięsień obszerny boczny. Z całej grupy prostowników jedynie mięsień prosty uda ma przyczep początkowy położony powyżej stawu biodrowego, ścięgna początkowe pozostałych trzech głów mają swój początek w obrębie kości udowej. Wszystkie cztery głowy kończą się wspólnym ścięgnem końcowym przechodzącym w więzadło rzepki przyczepiające się do guzowatości piszczeli.

Ruch zginania w stawie kolanowym inicjuje mięsień podkolanowy. Do głównych mięśni zginających staw zalicza się mięśnie tylne uda rozpoczynające się na guzie kulszowym: mięsień półścięgnisty, mięsień półbłoniasty, mięsień dwugłowy oraz topograficznie należący do grupy przyśrodkowej mięsień smukły

(Bochenek i Reicher, 1990; Ignasiak, 2013; Drake i wsp., 2019). Przegub (staw) kolanowy został skonstruowany tak, aby przenosić duże obciążenia związane z pokonywaniem ciężaru własnego ciała podczas lokomocji człowieka. Mimo wielu struktur zabezpieczających i stabilizujących kolano jest niezwykle podatne na kontuzje (Nordin i Frankel, 2012; Özkaya i wsp., 2018). Aby zabezpieczyć staw przed nadmiernymi obciążeniami i działaniem sił destabilizujących (np. ścinających) oraz zapewnić po urazach i leczeniu powrót wszystkich fizjologiczno-mechanicznych właściwości stawów do wartości normatywnych, należy stale kontrolować procesy treningowe i terapeutyczne. Odpowiedni poziom możliwości siłowych mięśni działających na staw kolanowy ma istotny wpływ na stabilizację czynną stawu oraz zapewnia bezpieczne angażowanie się w różne czynności motoryczne. Wielu badaczy analizuje cechy siłowo-prędkościowe mięśni zginających i prostujących kończynę w stawie kolanowym w celu rozpoznania możliwości siłowych człowieka oraz potwierdzenia skuteczności treningu lub terapii. Protokoły badań prowadzonych w warunkach pracy izokinetycznej obejmują najczęściej ruch z prędkością: 60°/s, 120°/s, 180°/s oraz 240°/s lub 300°/s, i zawierają zazwyczaj od trzech do pięciu naprzemiennych ruchów w stawie kolanowym wykonywanych z każdą zadaną prędkością. Wyjątek stanowią próby wytrzymałościowe, w których przy dużych prędkościach ruchu badani wykonują najczęściej od 15 do 30 powtórzeń (Brown i wsp., 1992; Perrin, 1993, 1994; Wrigley i Strauss, 2000; El-Ashker i wsp., 2022; Goto i wsp., 2022; Hamzeh Shalamzari i wsp., 2022; Robinson i wsp., 2022; Sengoku i wsp., 2022; van Tittelboom i wsp., 2022).

Zdaniem Caruso i wsp. (2012) staw kolanowy jest prawdopodobnie najdokładniej zbadanym w próbach izokinetycznych stawem człowieka. Wiarygodność pomiarów tego stawu z użyciem dynamometru izokinetycznego sprawdza się już od wielu lat, najczęściej za pomocą metody test-retest. Badania zgodności testów mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym dotyczą z reguły młodych dorosłych obu płci rozpatrywanych łącznie i na ogół obejmują ruch koncentryczny z prędkością 60°/s i 180°/s. Za miarę powtarzalności pomiarów badacze przyjmują współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ICC) uzupełniony wartością błędu standardowego (*SEM*) i/lub 95% przedziału ufności (CI) wyliczanego dla ICC. Powtarzalność pomiarów jest w większości analiz obliczana jedynie w odniesieniu do wartości szczytowego momentu siły mięśniowej uzyskanych przez każdą badaną grupę mięśni. W niektórych opracowaniach zgodność pomiarów była dodatkowo wyliczana dla pracy całkowitej, średniej mocy lub kąta w stawie, w którym został osiągnięty szczytowy moment siły (Feiring i wsp., 1990; Brown i wsp., 1992, 1993, 2005; McCleary i Andersen, 1992; Maffioletti i wsp., 2007; Sole i wsp., 2007; Kambič i wsp., 2020; Kocahan i wsp., 2021; van Tittelboom i wsp., 2022).



Brown i współautorzy oznaczali zgodność pomiarów izokinetycznych stawu kolanowego za pomocą dwóch urządzeń: Lido Active 2 (Brown i wsp. 1992) oraz Biodex 2 (Brown i wsp. 1993). Dwukrotne testy, prowadzone odpowiednio u 20 i 12 osób, obejmujące pięć naprzemiennych ruchów w stawie kolanowym z prędkością odpowiednio 60°/s, 180°/s, 300°/s i 400°/s oraz 60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s, 360°/s i 450°/s z 48-godzinnym odstępem między próbami, pozwoliły wykazać wysoką powtarzalność pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej, pracy całkowitej i średniej mocy zarówno dla mięśni prostujących, jak i zginających staw (współczynnik korelacji  $r$  Pearsona mieścił się w zakresie 0,86–0,99). Autorzy zauważyli przeciętnie umiarkowaną powtarzalność wielkości kąta w stawie, w którym był uzyskiwany szczytowy moment siły ( $r$  Pearsona 0,09–0,90) (Brown i wsp., 1992, 1993).

W badaniach Feiringa i wsp. (1990) uczestniczyło 19 zdrowych, aktywnych kobiet i mężczyzn w wieku 20–35 lat. Autorzy, stosując standardowy protokół (praca koncentryczna w ruchu z prędkością 60°/s, 180°/s, 240°/s i 300°/s), oceniali zgodność dwóch pomiarów mięśni odpowiedzialnych za działanie stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej wykonanych w odstępnie siedmiu dni. Na podstawie analizy współczynników korelacji wewnątrzklasowej wykazano znakomitą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej i pracy całkowitej w odniesieniu do mięśni prostujących staw kolanowy (ICC obu cech mieściły się w przedziale 0,95–0,97) oraz wysoką i znakomitą w przypadku mięśni zginających (ICC szczytowego momentu siły: 0,82–0,99, ICC pracy całkowitej: 0,93–0,96).

McCleary i Andersen (1992) oceniali rzetelność pomiaru szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających kończynę w stawie kolanowym w ruchu z prędkością 60°/s. Do testów wykorzystali dynamometr izokinetyczny Biodex. W badaniu wzięło udział 26 sportowców płci męskiej w wieku średnio 20 lat. Pomiaru wykonywane były w trzech kolejnych dniach i obejmowały sześć naprzemiennych ruchów w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. Autorzy zauważyli, że średni szczytowy moment siły mięśniowej, zarówno w ruchu prostowania, jak i zginania stawu, zarejestrowany pierwszego dnia był istotnie wyższy ( $p < 0,05$ ) niż średnie uzyskane podczas testów w pozostałych dwóch dniach, które to średnie nie różniły się istotnie między sobą ( $p > 0,05$ ). Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej szacowany dla szczytowego momentu siły zarówno mięśni prostujących, jak i zginających staw wyniósł odpowiednio 0,97 i 0,98.

Maffioletti i wsp. (2007) w dwukrotnym badaniu 30 zdrowych ochotników (15 mężczyzn i 15 kobiet) poddanych pomiarom z użyciem dynamometru Con-Tex (prędkości ruchu: 60°/s, 120°/s i 180°/s, trzy powtórzenia z każdą prędkością, tygodniowy odstęp między pomiarami) wykazali umiarkowaną do wysokiej powtarzalność szczytowego momentu siły, pracy całkowitej i średniej

mocy zarówno dla mięśni prostujących, jak i zginających staw kolanowy. Wartość ICC w każdym porównaniu była wyższa od 0,86. Najwyższa okazała się zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśni prostujących staw kolanowy (ICC 0,99).

Zgodność pomiarów izokinetycznych udokumentowali także Nugent i wsp. (2015). Badania, w których uczestniczyło 70 zdrowych dorosłych (35 kobiet i 35 mężczyzn), obejmujące mięśnie prostujące i zginające staw kolanowy, polegały na czterokrotnym pomiarze szczytowego momentu siły mięśniowej, pracy całkowitej, średniej mocy oraz kąta w stawie, w którym został osiągnięty szczytowy moment siły. Zastosowano cztery prędkości ruchu: 60°/s, 120°/s, 180°/s i 240°/s. W grupie mężczyzn w ruchu prostowania stawu, niezależnie od zastosowanej prędkości ruchu, autorzy odnotowali umiarkowaną i wysoką powtarzalność pomiarów szczytowego momentu siły, pracy całkowitej i średniej mocy ( $0,61 < ICC > 0,90$ ). W grupie kobiet wartości ICC uzyskane dla mięśni prostujących mieściły się w przedziale od zgodności słabej do wysokiej ( $0,40 < ICC > 0,90$ ). Największe różnice pomiędzy grupami obserwowano przy prędkości ruchu równej 60°/s. Pomiary kąta, w którym badani osiągnęli szczytowy moment siły, zarówno wśród kobiet, jak i mężczyzn, charakteryzowały się niską i umiarkowaną powtarzalnością (ICC 0,32–0,77). Zgodność pomiarów mięśni zginających okazała się w obu badanych grupach nieznacznie niższa w porównaniu z zgodnością pomiarów mięśni prostujących staw. Wartości ICC klasyfikowano jako słabe do doskonałych ( $0,32 < ICC > 0,92$ ). Powtarzalność pomiarów mięśni prostujących była wyższa w grupie mężczyzn niż wśród kobiet. Najniższe wartości ICC odnotowano w porównaniach obejmujących ruch z prędkością 60°/s.

Powtarzalność pomiarów izokinetycznych mięśni prostujących i zginających staw kolanowy przeprowadzonych u osób bezobjawowych zarówno w trybie koncentrycznym, jak i ekscentrycznym potwierdzili Sole i wsp. (2007). Swój wniosek sformułowali na podstawie wyników pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej i pracy całkowitej, które uzyskali w trzech pomiarach mięśni w ruchu z prędkością 60°/s (badanie trwało dwa dni). Zastosowany przez autorów model korelacji wewnątrzklasowej pozwolił wykazać znakomitą zgodność pomiarów obu ocenianych cech (ICC > 0,90).

Kambič i wsp. (2020) analizowali wiarygodność bezwzględną i względną pomiarów mięśni zginających i prostujących kończynę dolną w stawie kolanowym realizowanych przy użyciu dynamometru izokinetycznego SMM iMoment. Badaniami objęto 19 młodych dorosłych (13 mężczyzn i 6 kobiet). Mieli oni za zadanie wykonać pięć naprzemiennych ruchów w stawie w płaszczyźnie strzałkowej z prędkością 60°/s. Przeprowadzono dwa identyczne – oddzielone tygodniową przerwą – pomiary szczytowego momentu siły mięśniowej. Za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej autorzy wykazali doskonałą (ICC 0,96–0,99) względną zgodność pomiarów koncentrycznych zarówno

w ruchu prostowania, jak i zginania stawu. Różnica pomiędzy testami nie przekraczała 4%, a różnica w ICC między antagonistycznymi grupami mięśni nie była zauważalna.

Kocahan i wsp. (2021) podjęli próbę oceny wiarygodności pomiarów przeprowadzonych za pomocą dwóch modeli dynamometru IsoMed-2000. Analiza polegała na porównaniu danych wykazanych przez oba urządzenia oraz porównaniu wyników uzyskanych na tym samym dynamometrze. U 37 zawodników uprawiających podnoszenie ciężarów (25 mężczyzn i 12 kobiet) zmierzili w teście koncentrycznym przy prędkości ruchu równej 60°/s i 180°/s wielkości szczytowego momentu siły mięśni zginających i prostujących kończynę dolną w stawie kolanowym. Badania na każdym urządzeniu pomiarowym zostały wykonane dwukrotnie z zachowaniem siedmiodniowej przerwy. Zgodność między pomiarami autorzy ocenili na umiarkowaną do wysokiej (ICC 0,68–0,93). W ruchu z prędkością 60°/s wyższe wartości ICC uzyskano dla mięśni zginających staw, natomiast w próbach z prędkością ruchu 180°/s wyższe wartości ICC otrzymano w odniesieniu do mięśni prostujących.

Rzetelność pomiarów izokinetycznych była sprawdzana nie tylko u młodych dorosłych, ale również u osób starszych i dzieci. Hartmann i wsp. (2009) badali zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej, średniego momentu siły i mocy mięśni prostujących i zginających staw kolanowy w ruchu koncentrycznym z prędkością 60°/s i 120°/s u 24 osób (18 kobiet i 6 mężczyzn) w wieku średnio 71 lat. Porównywano wyniki uzyskane w trzech pomiarach. Testy 1 i 2 odbywały się tego samego dnia (badani mieli godzinną przerwę na odpoczynek), pomiar 3 przeprowadzano 5–10 dni później. Autorzy wykazali wysoką i doskonałą zgodność wszystkich trzech pomiarów dla obu grup mięśni i obu zastosowanych prędkości ruchu (ICC 0,81–0,99). Podobne wyniki otrzymali Symons i wsp. (2005), analizując zgodność pomiarów mięśni działających na staw kolanowy w warunkach koncentrycznych u 19 zdrowych mężczyzn w wieku średnio 72 lat. W pomiarach szczytowego momentu siły mięśniowej w ruchu z prędkością 90°/s stwierdzili wysoką i doskonałą zgodność (ICC 0,84–0,92) trzech z pięciu pomiarów. Większe zróżnicowanie wielkości ICC odnotowali Capranica i wsp. (1998) w badaniach 19 zdrowych kobiet w wieku średnio 65 lat. Pomiary momentu siły mięśniowej, mocy i pracy rejestrowanej w ruchu z prędkością 90°/s, 120°/s i 180°/s wykazały w porównaniu dwóch sesji powtarzalność od słabej do wysokiej (ICC 0,36–0,80 dla wartości maksymalnych i 0,22–0,77 dla wartości średnich). Dodatkowo autorzy zauważyli, że w każdym bloku pomiarowym w 80% przypadków maksymalne wartości analizowanych cech badani uzyskiwali w pierwszych trzech z pięciu powtórzeń.

Muñoz-Bermejo i wsp. (2019) przeprowadzili metaanalizę 10 prac dotyczących wiarygodności pomiarów izokinetycznych siły mięśni zginających i prostujących staw kolanowy przeprowadzonych u dzieci w wieku 5–15 lat. Prędkość



oceniałego, koncentrycznego, ruchu mięśnia się w przedziale  $15^{\circ}/s$ – $245^{\circ}/s$ , a miarą rzetelności była wartość ICC klasyfikowana zgodnie ze skalą Landisa i Kocha, w której przedział 0,01–0,20 oznacza zgodność niewielką, 0,21–0,40 – normalną, 0,41–0,60 – umiarkowaną, 0,61–0,80 – znaczną, a 0,81–1,00 – bardzo wysoką (prawie doskonałą) (Kramer i Feinstein, 1981). We wszystkich analizowanych projektach wykonano dwa pomiary, między którymi badani mieli średnio siedem dni na odpoczynek. W ośmiu cytowanych pracach zebrane wyniki rozważano bez uwzględniania płci dzieci. W sześciu autorzy ograniczyli się do oceny zgodności pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej jedynie przy prędkości ruchu równej  $60^{\circ}/s$ . Uzyskane wartości ICC wskazywały na wysoką i znakomitą zgodność pomiarów mięśni prostujących staw kolanowy (ICC 0,81–0,99) i umiarkowaną do znakomitej mięśni zginających (ICC 0,62–0,98). W przypadku większych prędkości obserwowano zgodność mieszczącą się w przedziale od niskiej do znakomitej (przy prędkości  $90^{\circ}/s$ : ICC 0,38–0,50; Pierce i wsp., 2006;  $100^{\circ}/s$ : ICC 0,85–0,95; Merlini i wsp., 1995;  $120^{\circ}/s$ : ICC 0,86–0,96,  $180^{\circ}/s$ : ICC 0,49–0,89; Kellis i wsp., 1999). We wszystkich obserwacjach powtarzalność pomiarów mięśni prostujących kończynę dolną w stawie kolanowym była wyższa niż w przypadku mięśni zginających (Merlini i wsp., 1995; van den Berg-Emons i wsp., 1996; Ayalon i wsp., 2000; Iga i wsp., 2006; Pierce i wsp., 2006; Moreau i wsp., 2008; Santos i wsp., 2013; Johnsen i wsp., 2015; Fagher i wsp., 2016).

W badaniach własnych u wszystkich badanych łącznie zaobserwowano wysoką i doskonałą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw kolanowy. Niezależnie od zastosowanej prędkości ruchu i porównywanych par pomiarów wartości ICC mieściły się w przedziale 0,73–0,97 (średnie ICC mięśni prostujących wynosiło 0,90, a średnie ICC mięśni zginających – 0,85). Podobne wyniki można odnaleźć w przytoczonych powyżej przykładach analiz innych badaczy (Feiring i wsp., 1990; McCleary i Andersen, 1992; Maffiuletti i wsp., 2007; Sole i wsp., 2007; Nugent i wsp., 2015; Kambič i wsp., 2020; Kocahan i wsp., 2021). Odnotowano wyższą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśni prostujących w porównaniu z mięśniami zginającymi staw. Maksymalne wartości ICC dla wszystkich badanych łącznie uzyskano w odniesieniu do testów z prędkością równą  $60^{\circ}/s$  (prostowanie stawu kolanowego) i  $120^{\circ}/s$  (zginanie), najniższą wiarygodność pomiarów zarejestrowano w próbach z prędkością  $240^{\circ}/s$ .

Wartości ICC obliczone osobno dla kobiet i mężczyzn okazały się znacząco niższe niż w przypadku wszystkich uczestników badań analizowanych łącznie. W grupie kobiet zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej przeciętnie można uznać za umiarkowaną (średnie ICC dla mięśni prostujących wynosiło 0,61, a dla mięśni zginających – 0,53), w grupie mężczyzn natomiast za umiarkowaną i wysoką (średnie ICC dla mięśni prostujących – 0,78, a dla

mięśni zginających – 0,57). Najniższą zgodność pomiarów w grupie kobiet uzyskano w testach wykonywanych z prędkością 60%/s, natomiast wśród mężczyzn dotyczyło to prędkości 240%/s. Trudno odnieść obserwowane w badaniach własnych różnice między kobietami i mężczyznami do wyników innych badaczy, ponieważ nie dokonywali oni zazwyczaj podziału badanych ze względu na płeć. Podobne dane przedstawili jedynie Nugent i wsp. (2015), którzy wykazali niższą powtarzalność pomiarów w grupie kobiet niż mężczyzn. Poziom ICC wszystkich porównań ocenili na umiarkowany i wysoki. Wyniki mężczyzn można też porównać do wartości prezentowanych w badaniach McCleary i Andersena (1992), którzy swoim projektem objęli grupę 20-letnich mężczyzn (sportowców). Uzyskane przez autorów wartości ICC okazały się niższe niż w pomiarach własnych, co może być spowodowane porównaniem czterech, a nie trzech kolejnych testów oraz wyższym poziomem wytrenowania uczestników pomiarów wspomnianych badaczy.

W badaniach własnych zaobserwowano niższą zgodność pomiarów 1 z 3 oraz 1 z 4 niż 2 z 3 i 2 z 4. Dodatkowo we wszystkich grupach badanych potwierdzono istotność statystyczną niektórych średnich różnic między kolejnymi testami, zwłaszcza tymi obejmującymi szczytowy moment siły mięśni prostujących staw kolanowy. Brak znamiennych różnic dotyczył najczęściej porównania pomiarów 1 z 2 oraz 3 z 4. Podobne wyniki uzyskali Nugent i wsp. (2015), wykazując najniższą zgodność pierwszego z czterech pomiarów z pozostałymi. Również McCleary i Andersen (1992) odnotowali istotnie wyższe wartości szczytowego momentu siły mięśniowej w pomiarze 1 w porównaniu z pomiarami 2 i 3.

Zgodność pomiarów pracy całkowitej u wszystkich badanych łącznie określono w badaniach własnych jako wysoką (średnie ICC dla mięśni prostujących wynosiło 0,84, a dla mięśni zginających – 0,82), natomiast oddzielnie u kobiet i u mężczyzn – jako umiarkowaną (średnie ICC w grupie mężczyzn 0,60 dla mięśni prostujących i 0,55 dla mięśni zginaczy, a w grupie kobiet odpowiednio 0,58 i 0,63). Wyniki wszystkich badanych rozpatrywanych łącznie okazały się zgodne z analizami innych autorów wskazujących na wysoką lub znakomitą powtarzalność pomiarów dotyczących wykonanej pracy (Feiring i wsp., 1990; Brown i wsp., 1992, 1993; Maffiuletti i wsp., 2007; Sole i wsp., 2007; Nugent i wsp., 2015). Dodatkowo warto zwrócić uwagę w wynikach badań własnych na bardzo niskie, zarówno w grupie kobiet, jak i mężczyzn, wartości dolnej granicy przedziału ufności, szczególnie w ruchu z prędkością 180%/s i 240%/s, które świadczą o losowym charakterze niektórych par porównań. Podobne zależności charakteryzują wiarygodność pomiarów średniej mocy. W literaturze przedmiotu powtarzalność pomiarów tej cechy mięśni oceniona jest jako wysoka, ale dotyczy w większości niewielkich, mieszanych grup osób poddanych testom (Feiring i wsp., 1990; Brown i wsp., 1992, 1993; Maffiuletti i wsp., 2007; Sole i wsp., 2007). W niniejszych badaniach zgodność pomiarów średniej mocy

mięśni prostujących i zginających staw kolanowy została uznana za wysoką u wszystkich badanych łącznie (ICC odpowiednio 0,88 i 0,84) i umiarkowaną w grupie kobiet (ICC odpowiednio 0,58 i 0,56) oraz grupie mężczyzn (ICC odpowiednio 0,69 i 0,61). Nugent i wsp. (2015) wykazali wysoką i umiarkowaną zależność dotyczącą pomiarów zarówno pracy całkowitej, jak i średniej mocy, obliczaną osobno w grupie kobiet i grupie mężczyzn. Opisane przez autorów wartości są wyższe od prezentowanych w badaniach własnych i zawierają się w przedziale 0,56–0,88 (Nugent i wsp., 2015).

Analiza czasu przyśpieszania ruchu w stawie kolanowym wymagała zastosowania innego modelu statystycznego ze względu na brak normalności rozkładu zmiennej. Wartości współczynnika  $W$  Kendalla wskazują na wysoką i umiarkowaną powtarzalność pomiarów tej cechy. Zgodność pomiarów u wszystkich badanych łącznie wynosiła średnio 0,74 (mięśnie prostujące staw) i 0,77 (mięśnie zginające). W grupie kobiet i grupie mężczyzn ICC mieścił się w zakresie 0,61–0,69, jednak w większości nie wykazano istotności statystycznej poszczególnych porównań. Niezależnie od porównania najniższą zgodność pomiarów obserwowano w testach z prędkością 60°/s, w których też czas osiągnięcia zadanej prędkości był najdłuższy. Cytowana wyżej literatura przedmiotu nie obejmuje badań tej cechy mięśni, mimo że jej wielkość może stanowić ważny wskaźnik wspomagający m.in. ocenę neurofizjologiczną badanych segmentów ciała (Biodex Multi-Joint System, 2012). Okres akceleracji występujący podczas testów izokinetycznych może dostarczyć cennych informacji o gotowości nerwowo-mięśniowej do wywołania skurczu maksymalnego (Chen i wsp., 1994). Wyniki analizy przeprowadzonej przez Chena i wsp. (1994) sugerują, że pominięcie w obserwacjach czasu potrzebnego na osiągnięcie zadanej prędkości ruchu skutkuje nieznaną pracą wykonanej w czasie jego przyśpieszania i błędami przy obliczaniu wartości momentu siły, pracy całkowitej i mocy średniej, zwłaszcza w testach obejmujących większe prędkości ruchu i słabsze grupy mięśni.

Pomiary szczytowego momentu siły, pracy całkowitej oraz średniej mocy mięśni zginających i prostujących kończynę dolną w stawie kolanowym charakteryzuje ogólnie wysoka lub znakomita zgodność pomiarów. Brakuje jednak homogeniczności między powtarzalnością pomiarów wyliczaną dla grupy kobiet i grupy mężczyzn a zgodnością testów wyliczaną dla wszystkich badanych łącznie. Wiarygodność pomiarów w grupach wyodrębnionych ze względu na płeć badanych można określić, w zależności od analizowanej cechy mięśni i prędkości ruchu, jako umiarkowaną lub wysoką. Zaobserwowane bardzo niskie (bliskie zeru), zwłaszcza przy dużych prędkościach ruchu, dolne granice przedziałów ufności wyliczane dla wartości współczynnika korelacji oraz potwierdzone istotnością statystyczną różnice między wynikami części pomiarów wskazują na losowy charakter niektórych porównań. Wyższa zgodność testów

u wszystkich badanych łącznie w porównaniu z powtarzalnością stwierdzoną u kobiet i u mężczyzn może wynikać z większej liczebności całej grupy. Jednak wykazane rozbieżności w ocenie zgodności pomiarów izokinetycznych dotyczących mięśni działających na staw kolanowy, potwierdzone różnicami w poziomie ICC oraz wysoką mocą testu w przypadkach istotności statystycznej różnic między pomiarami, będąca dowodem nielosowego charakteru zaobserwowanych zależności, wskazują na potrzebę uważnego rozpatrywania wyników analiz mających stanowić indywidualną miarę prowadzonych działań terapeutycznych lub treningowych. Niższa zgodność pomiarów kobiet i mężczyzn ocenianych osobno może wynikać nie z poprawy funkcji układu ruchu, ale ze słabej zgodności prób (błędu pomiarowego).

W badaniach własnych odnotowano wyższą zgodność pomiarów 2 z 3 i 2 z 4 w porównaniu z powtarzalnością pomiarów 1 z 3 i 1 z 4. Uzyskane wyniki sugerują potrzebę rozważenia dalszych badań nad protokołami przygotowującymi do testów w celu lepszego przystosowania mięśni do wykonywania pracy w warunkach izokinetycznych. Podobne wnioski można odnaleźć w pracy Nugent i wsp. (2015) wskazujących na konieczność poprzedzania właściwych pomiarów próbą adaptacyjną.

## 5.2. ZGODNOŚĆ POMIARÓW MIĘŚNI ZGINAJĄCYCH I PROSTUJĄCYCH TUŁÓW

Kręgosłup to wielosegmentowa konstrukcja, której właściwe działanie zależy od prawidłowej pracy struktur kostnych, włóknistych, mięśniowych i więzadłowych. Podstawowe zadania kręgosłupa polegają na ochronie rdzenia kręgowego, podtrzymywaniu głowy i kończyn górnych, przenoszeniu obciążenia z górnej części ciała na miednicę oraz stabilizacji górnej części ciała. Pełni on też funkcję motoryczną. Kręgosłup składa się z 24 kręgów o złożonej budowie. Kręgi łączą się ze sobą za pomocą chrzęstno-włóknistych pierścieni, więzadeł oraz połączeń stawowych między wyrostkami stawowymi, dzięki czemu mogą wykonywać trój płaszczyznowe ruchy. Kręgosłup działa jak pojedynczy przegub kulisty, umożliwiając człowiekowi szeroki zakres ruchów (zginania i prostowania w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej oraz rotacji). Topograficznie odcinek piersiowy i odcinek lędźwiowy kręgosłupa wchodzi w skład tułowia, natomiast segmenty krzyżowy i ogonowy są połączone z miednicą (Bazrgari i wsp., 2011; Breloff i Chou, 2015; Özkaya i wsp., 2018).

Tułów, tak jak cały kręgosłup, uzyskuje stabilność dzięki krążkom międzykręgowym oraz otaczającym je więzadłom i mięśniom. Dyski i więzadła zapewniają wewnętrzną stabilność kręgosłupa, a mięśnie stanowią wsparcie zewnętrzne. Mięśnie tułowia występują parami. W przedniej części tułowia znajdują się mięśnie brzucha: mięśnie proste brzucha, mięśnie poprzeczne

brzucha, mięśnie skośne zewnętrzne i mięśnie skośne wewnętrzne. Gwarantują one siłę niezbędną do zgięcia tułowia w płaszczyźnie strzałkowej i utrzymują organy wewnętrzne we właściwej pozycji. Tylne mięśnie tułowia położone są w trzech warstwach: warstwę głęboką stanowią krótkie mięśnie łączące poszczególne kręgi (np. mięśnie półkolcowe, mięśnie międzykolcowe, mięśnie międzypoprzeczne), warstwę pośrednią tworzą mięśnie działające na całe segmenty tułowia (np. mięsień prostownik grzbietu, mięsień czworoboczny), a warstwa powierzchowna obejmuje tułów i kończyny dolne (np. mięsień biodrowo-łędźwiowy). Podstawową funkcją mięśni znajdujących się w tylnej części kręgosłupa jest prostowanie tułowia. Mięśnie te zabezpieczają również tułów przed skutkami grawitacji. W tylnej dolnej części tułowia znajduje się mięsień czworoboczny łędźwi, który odgrywa istotną rolę w zgięciu tułowia w płaszczyźnie czołowej i dodatkowo stabilizuje miednicę i kręgosłup łędźwiowy. Zgięcie tułowia w płaszczyźnie czołowej oraz rotacja kontrolowane są poprzez sprzężone działanie odpowiednich dla danego ruchu mięśni przednich i tylnych tułowia (Bochenek i Reicher, 1990; Nordin i Frankel, 2012; Ignasiak, 2013; Özkaya i wsp., 2018; Drake i wsp., 2019).

Zginanie tułowia w płaszczyźnie strzałkowej inicjowane jest przez mięśnie brzucha i część mięśnia biodrowo-łędźwiowego rozpoczynającego się na trzonach kręgów (Basmajian i de Luca, 1985; Andersson i Lavender, 1997). Podczas nieobciążonego ruchu pierwsze  $50^{\circ}$ – $60^{\circ}$  zgięcia tułowia odbywa się w odcinku łędźwiowym kręgosłupa, głównie w jego dolnych segmentach (Carlsöö, 1961; Farfan, 1975). Dalszy ruch zginania, ponad  $60^{\circ}$ , jest możliwy dzięki pochyleniu miednicy do przodu. Podczas ruchu wykonywanego z obciążeniem ruch miednicy i ruch w łędźwiowym odcinku kręgosłupa odbywa się jednocześnie, chociaż w czasie podnoszenia ciężaru obserwuje się większe rozdzielenie tych ruchów niż podczas opuszczania (Nelson i wsp., 1995). Ze względu na swoją budowę i połączenie za pomocą żeber z klatką piersiową kręgosłup piersiowy uczestniczy w ruchu zginania w niewielkim stopniu. Na skutek działania siły grawitacji ciężar górnej części ciała powoduje dalsze zginanie, które jest kontrolowane przez zwiększającą się stopniowo aktywność mięśni prostowników kręgosłupa (Carlsöö, 1961). W pełnym zgięciu mięśnie prostujące kręgosłup stają się nieaktywne. Prawidłowość ta określana jest jako relaksacja zgięcia. W tej pozycji siły zginające tułów do przodu są kontrolowane w sposób bierny przez więzadła tylne kręgosłupa, które przy w pełni wydłużonym kręgosłupie są napięte (Farfan, 1975; Andersson i Lavender, 1997). Andersson i wsp. (1996) wykazali, że w pozycji maksymalnego zgięcia powierzchowne mięśnie tylnej części tułowia rozluźniają się, podczas gdy mięśnie czworoboczne łędźwi i mięsień prostownik grzbietu w odcinku łędźwiowym podlegają aktywacji. W ruchu prostowania kręgosłupa najpierw rotowana jest miednica (do tyłu), a dopiero następnie aktywują się mięśnie ciągnące tułów do góry. Mięsień pośladkowy wielki wraz



z mięśniami tylnymi uda inicjuje wyprost kręgosłupa poprzez tylną rotację miednicy. Następnie aktywowane są mięśnie przykręgosłupowe, które zwiększają swoją aktywność aż do zakończenia ruchu (Andersson i Lavender, 1997). W ruchu przeprostu z pozycji pionowej mięśnie prostujące są aktywne w początkowej fazie. Podczas dalszego rozciągania ich praca zmniejsza się, a aktywne stają się mięśnie brzucha, których zadaniem jest kontrolowanie i modyfikowanie ruchu. W skrajnym wydłużeniu ponownie wymagana jest aktywność mięśni prostowników (Nordin i Frankel, 2012).

Kręgosłup jest podatny na różne urazy. Najpoważniejsze uszkodzenia dotyczą obrażeń mechanicznych rdzenia kręgowego. Inne krytyczne urazy obejmują złamania kręgów i przepukliny krążków międzykręgowych. Ból w dole pleców może wynikać z przeciążeń i zmian zwyrodnieniowych występujących szczególnie w dolnym odcinku kręgosłupa (Yahia i wsp., 2011; Zouita Ben Moussa i wsp., 2020; Reyes-Ferrada i wsp., 2021). Przykładowo, obciążenie kręgosłupa spowodowane wysiłkiem mięśni wywołanym przez zginanie tułowia z obciążeniem lub oporem może zbliżyć się do granic tolerancji kręgosłupa, narażając plecy na większe ryzyko kontuzji (Davies i Gould, 1982).

Analiza zmiennych kinetycznych tułowia jest zagadnieniem niezwykle istotnym w ujęciu funkcjonalnym całego organizmu człowieka. Normatywna siła mięśni tułowia jest niezbędna do utrzymania pionowej postawy ciała, wykonywania codziennych czynności, a także uprawiania sportu (Butcher i wsp., 2007; Willardson, 2007; Kubo i wsp., 2011; Tanaka i wsp., 2013). Właściwy poziom siły mięśni tułowia utrzymywany dzięki prawidłowej kontroli mięśniowo-nerwowej umożliwia, oprócz utrzymania funkcji mechanicznych, również stabilizację kręgosłupa, zmniejszając tym samym ryzyko uszkodzeń struktur tułowia, a także kończyn będących elementem łańcucha biokinematycznego (El-Rich i wsp., 2004; Iwai i wsp., 2004; Zazulak i wsp., 2008; Yahia i wsp., 2011; Schaafsma i wsp., 2013).

Dynamometria izokinetyczna jest jedną z częściej stosowanych obiektywnych metod oceny siły i wytrzymałości mięśni tułowia podczas pracy dynamicznej (Grabiner i wsp., 1990; Newton i Waddell, 1993). Potwierdzone bezpieczeństwo posługiwania się tym narzędziem badawczym sprawia, że jest ono wykorzystywane do określania poziomu siły w warunkach treningowych i klinicznych, a także do samego treningu mięśni. Badania izokinetyczne mięśni tułowia dotyczą zarówno osób zdrowych, jak i pacjentów z różnymi deficytami narządu ruchu i chorobami wewnętrznymi. Protokoły pomiarowe obejmują najczęściej pięć naprzemiennych ruchów zginania i prostowania tułowia w płaszczyźnie strzałkowej w pozycji siedzącej lub półsiedzącej wykonywanych z prędkością 60°/s i 120°/s (Granito i wsp., 2014; Cangussu-Oliveira i wsp., 2020; Yang i wsp., 2020; Al-Shenqiti i wsp., 2021; Hanuszkiewicz i wsp., 2021; Kolodziej i wsp., 2021; Reyes-Ferrada i wsp., 2021).

Pomiary izokinetyczne mięśni tułowia, niezależnie od rodzaju użytego dynamometru, uważa się ogólnie za wiarygodne, powtarzalne i czułe. Estrázulas i wsp. (2020) poddali przeglądowi systematycznemu 14 prac opublikowanych w latach 1991–2019 i dotyczących zgodności pomiarów mięśni zginających i prostujących tułów w warunkach izokinetycznych. Przedstawione badania obejmują zarówno osoby zdrowe, w tym sportowców, jak i osoby z różnymi schorzeniami ograniczającymi czynność mięśni. Zastosowane w projektach protokoły pomiarowe różniły się pod względem zadawanych prędkości ruchu, liczby powtórzeń, ocenianych zmiennych oraz zakresu ruchu i pozycji pomiarowej. We wszystkich analizach zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej uznano za umiarkowaną (ICC średnio 0,52–0,98). W pięciu opracowaniach wykazano doskonałą zgodność wszystkich pomiarów (ICC > 0,90). Testy odbywały się z prędkościami 30°/s–120°/s i polegały na pięciu naprzemiennych ruchach zginania i prostowania tułowia powtarzanych odpowiednio jedno-, dwu-, pięcio- i trzykrotnie (Karataş i wsp., 2002; Orri i Darden, 2008; Gunnarsson i wsp., 2011; Harding i wsp., 2017; Verbrughe i wsp., 2019).

Zgodnością pomiarów ocenianą oddzielnie w grupie kobiet i grupie mężczyzn zajmowali się Delitto i wsp. (1991), którzy sprawdzali powtarzalność trzech sesji, podczas których badani (32 kobiety i 29 mężczyzn w wieku 20–60 lat) wykonywali 10 naprzemiennych ruchów prostowania i zginania tułowia z prędkościami 60°/s, 120°/s i 180°/s. Test-retest przeprowadzono tydzień i trzy tygodnie po pomiarze wyjściowym. W większości analiz autorzy wykazali wysoką zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej (0,74 > ICC > 0,92). Najmniejszy błąd pomiaru stwierdzili przy pierwszych dwóch prędkościach ruchu. Zarówno w grupie kobiet, jak i mężczyzn zaobserwowano, że im wyższa była prędkość ruchu, tym wartość ICC była wyższa. Różnica między kobietami i mężczyznami ujawniła się w ruchu z prędkością 60°/s. W ruchu zginania tułowia wyższą zgodność pomiarów odnotowano u mężczyzn (kobiety ICC 0,79, mężczyźni ICC 0,87), natomiast w ruchu prostowania wyższe wartości ICC uzyskano w badaniu kobiet (kobiety ICC 0,87, mężczyźni ICC 0,74). Rejestrowane przez Delitto i wsp. (1991) wartości średniej pracy wykazywały również wysoką i doskonałą powtarzalność (ICC > 0,75), z wyjątkiem ruchu z prędkością 180°/s: w grupie mężczyzn ICC wyniósł średnio 0,69. Powtarzalność pomiarów pracy mięśni okazała się wyższa w porównaniu z pomiarami szczytowego momentu siły mięśniowej. Porównując trzy testy, autorzy stwierdzili, że najniższą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły i średniej pracy rejestrowano najczęściej między 2 i 3 sesją pomiarową.

García-Vaquero i wsp. 2020 oceniali wiarygodność i efekt uczenia się ruchu podczas izokinetycznego pomiaru polegającego na zginaniu i prostowaniu tułowia z prędkością 120°/s. Badali siłę i wytrzymałość tułowia u 29 młodych kobiet i 28 mężczyzn podczas 5 sesji, w których rejestrowano m.in. wartości

szczytowego momentu siły i pracy całkowitej wykonanej podczas 15 naprzemiennych ruchów. Autorzy wykazali wysoką i doskonałą powtarzalność pomiarów mieszczącą się w zakresie  $74 > ICC > 0,91$  dla szczytowego momentu siły oraz wysoką, zawartą w przedziale  $0,84 > ICC > 0,88$ , dla pracy całkowitej. Zaobserwowali też wyższą zgodność pomiarów w grupie mężczyzn w porównaniu z kobietami. Wiarygodność pomiarów mięśni prostujących tułów była wyższa od zgodności testów mięśni zginających, niezależnie od grupy badanych.

Zouita Ben Moussa i wsp. (2020) dokonali przeglądu systematycznego obejmującego młodych, dorastających i dorosłych sportowców, który dotyczył powtarzalności pomiarów izokinetycznych mięśni tułowia z uwzględnieniem prędkości ruchu, płci badanych oraz ich aktywności fizycznej. Autorzy, podsumowując wyniki dziewięciu prac, potwierdzili, że metody oceny mięśni z użyciem dynamometru izokinetycznego mogą być uważane za wiarygodne i powtarzalne u dzieci, młodzieży i dorosłych. Wskazali również, że w pomiarach siły mięśni tułowia bardziej wiarygodne są wyniki testów wykonywanych z małą prędkością. Przedstawione analizy dowodzą, że obserwowany poziom cech fizycznych mięśni (Mm, W, P) jest powiązany (skorelowany) z cechami antropometrycznymi (wysokością ciała, płcią, masą ciała, wiekiem) oraz z poziomem wytrenowania, rodzajem wykonywanego ruchu (dyscypliny sportowej). Na przykład, w okresie dojrzewania chłopcy są z reguły silniejsi niż dziewczęta, co przejawia się wyższymi wartościami cech siłowo-prędkościowych mięśni prostujących tułów, natomiast stosunek szczytowego momentu siły mięśni zginających i prostujących tułów zmniejsza się wraz z wiekiem. U dorosłych siła mięśni prostujących tułów jest zwykle większa niż siła mięśni zginających. U sportowców wartości momentu siły mięśniowej, wykonanej pracy i generowanej mocy są wyższe niż u niesportowców. Autorzy omawianej pracy dowodzą, że wpływ sportu na siłę mięśni tułowia może być zarówno czynnikiem zapobiegającym bólowi krzyża, jak i przyczyną pojawienia się tej dolegliwości. Istnieją dowody na związek między dużym obciążeniem fizycznym a urazami pleców (Zouita Ben Moussa i wsp., 2020).

Podobnie jak w pracach García-Vaquero i wsp. (2020) oraz Delitto i wsp. (1991), w badaniach własnych zgodność pomiarów szczytowego momentu siły i pracy całkowitej mięśni mieściła się w przedziale od umiarkowanej do wysokiej. Średnie ICC wyliczane dla poszczególnych prędkości ruchu i każdej analizowanej grupy badanych zawierały się w przedziale  $0,54 > ICC > 0,88$ . Pojedyncze porównania, zwłaszcza te obejmujące wszystkich badanych łącznie, wskazywały na zgodność doskonałą ( $ICC > 0,90$ ), a nieliczne, zwłaszcza w odniesieniu do grupy mężczyzn, na powtarzalność słabą ( $ICC < 0,50$ ). Doskonała zgodność pomiarów, zarówno w badaniach własnych, jak i prowadzonych przez innych badaczy (Karataş i wsp., 2002; Orri i Darden, 2008; Gunnarsson i wsp., 2011; Harding i wsp., 2017; Verbrughe i wsp., 2019), dotyczyła porównań prowadzo-



nych u wszystkich badanych łącznie (kobiet i mężczyzn). W niniejszych badaniach, uwzględniających podział uczestników projektu ze względu na płeć, u mężczyzn wykazano wyższą zgodność pomiarów analizowanych cech fizycznych mięśni zginających i prostujących tułów niż u kobiet. Jedynie powtarzalność testów obejmujących ruch prostowania z największą z zastosowanych prędkości ( $180^\circ/\text{s}$ ) okazała się wyższa w grupie kobiet. Wyższe wartości ICC charakteryzujące pomiary mięśni zginających i prostujących tułów u kobiet wykazali Dvir i Keating (2001), wyższą zgodność pomiarów mięśni tułowia u mężczyzn odnotowali natomiast García-Vaquero i wsp. (2020). Nie ma więc w tym zakresie jednoznacznych opinii. Istotny wydaje się wniosek wskazujący na niższą zgodność pomiarów w grupach jednorodnych pod względem płci w porównaniu z grupami mieszanymi.

Wyniki badań własnych wskazują na większą powtarzalność pomiarów wykonywanych przy mniejszych prędkościach. Najwyższą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły, pracy całkowitej i pracy maksymalnej mięśni prostujących otrzymano w testach z prędkością  $120^\circ/\text{s}$ , a w przypadku mięśni zginających – w testach z prędkością  $60^\circ/\text{s}$ . Najniższe wartości ICC, niezależnie od grupy mięśni i grupy badanych, oznaczono dla testów wykonywanych z prędkością  $180^\circ/\text{s}$ , co jest spójne z wynikami Müller i wsp. (2014), którzy dowiedli, że ruch zginania i prostowania tułowia z prędkością większą niż  $120^\circ/\text{s}$  zwiększa ryzyko występowania błędów pomiarowych.

Podobny do postawionego w badaniach własnych cel sprowadzający się do określenia zgodności między kolejnymi pomiarami mięśni tułowia w warunkach izokinetycznych postawili Roth i wsp. (2017). W próbach polegających na pięciu naprzemiennych zgięciach i wyprostach tułowia z prędkością  $60^\circ/\text{s}$  i  $150^\circ/\text{s}$  wykonywanych w pięciu kolejnych dniach wykazali doskonałą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły wykonywanych w dniach od 2 do 4 ( $0,92 > \text{ICC} > 0,96$ ) i umiarkowaną do wysokiej zgodność testów 1 i 2 ( $0,55 > \text{ICC} > 0,86$ ). Autorzy dowiedli, że zapoznanie się badanych z zadaniem ruchowym wpłynęło na znaczne zmniejszenie wyjściowej zmienności ocenianych cech fizycznych mięśni tułowia, zwłaszcza w próbach z dużymi prędkościami ruchu. Wyniki badań własnych potwierdzają zależność zaobserwowaną przez Rotha i wsp. (2017). Pomiędzy pomiarami 1 i 3 (średnie ICC 0,66) oraz 1 i 4 (średnie ICC 0,57) zaobserwowano niższą zgodność wyników szczytowego momentu siły mięśniowej niż między pomiarami 2 i 3 (średnie ICC 0,73) oraz 2 i 4 (średnie ICC 0,65). Dodatkowo stwierdzono stosunkowo wysoką powtarzalność pomiarów 1 i 2 (średnie ICC 0,77), co można tłumaczyć różnym w obu projektach odstępem czasu między dwoma pierwszymi testami: u Rotha i wsp. (2017) był to jeden dzień, a w badaniach własnych – 15 minut. W niniejszym projekcie najwyższą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły odnotowano w przypadku pomiarów 3 i 4 (średnie ICC 0,85) dla mięśni prostujących tułów oraz 1 i 2 dla mięśni zginających (średnie ICC 0,76).

Wszystkie przytoczone powyżej przykłady badań powtarzalności pomiarów izokinetycznych mięśni tułowia dotyczyły wartości szczytowego momentu siły mięśniowej (Delitto i wsp., 1991; Dvir i Keating, 2001; Karataş i wsp., 2002; Orri i Darden, 2008; Gunnarsson i wsp., 2011; Harding i wsp., 2017; Roth i wsp., 2017; Verbrugge i wsp., 2019; Zouita Ben Moussa i wsp., 2020). Dodatkowo niektóre analizy obejmowały zgodność pomiarów pracy całkowitej generowanej w trakcie 5–15 naprzemiennych ruchów zginania i prostowania tułowia (Delitto i wsp., 1991; Juan-Recio i wsp., 2018; Rabelo i Fachin-Martins, 2018; García-Vaquero i wsp., 2020). Wiarygodność pomiarów pracy maksymalnej wykonanej w pojedynczym ruchu w trakcie ruchu z prędkością 30°/s i 60°/s oceniali jedynie Gunnarsson i wsp. (2011). W żadnym projekcie nie uwzględniono średniej mocy czy czasu przyspieszania ruchu. Włączenie innych niż szczytowy moment siły mięśniowej zmiennych do oceny zdolności siłowej czy wytrzymałościowej mięśni oraz do oceny skuteczności treningu/terapii wydaje się słuszne. Jak wykazano w badaniach własnych, średnie wartości ICC szacowane w celu określenia zgodności pomiarów średniej mocy i pracy maksymalnej mięśni zginających tułów okazały się, zarówno u wszystkich badanych łącznie, jak i osobno grupie kobiet i grupie mężczyzn, wyższe niż w przypadku szczytowego momentu siły.

Powtarzalność pomiarów czasu potrzebnego do osiągnięcia szczytowego momentu siły mięśniowej charakteryzowały niskie wartości ICC – w większości niższe od 0,50, a samą zgodność należy określić jako słabą. Mimo że ACC może być bardzo dobrym narzędziem do opisu czucia proprioceptywnego badanej okolicy ciała, to w przypadku ruchu tułowia w płaszczyźnie strzałkowej analiza może być obciążona dużym błędem wynikającym ze zmienności pomiarów.

### 5.3. ZGODNOŚĆ POMIARÓW MIĘŚNI ZGINAJĄCYCH I PROSTUJĄCYCH KOŃCZYNĘ GÓRNĄ W STAWIE ŁOKCIOWYM

Podstawową funkcją stawu łokciowego jest kontrolowanie położenia ręki w przestrzeni. Z anatomicznego punktu widzenia staw łokciowy to staw złożony, w którym jedną torebką stawową objęte jest połączenie między kością ramienną i łokciową oraz połączenie między kością łokciową i promieniową. Ruchliwość stawu obejmuje dwa stopnie swobody obrotowej, gwarantujące ruch w płaszczyźnie strzałkowej i poprzecznej. Fizjologiczny zakres ruchu zginania i prostowania to 140°–150° (S 0°–0°–150°). Ruch w stawie łokciowym w płaszczyźnie poprzecznej jest sprzężony z ruchem w stawie promieniowo-łokciowym dalszym. Zakres ruchomości rotacji wewnętrznej wynosi średnio 90° zakresu rotacji wewnętrznej (pronacji) i 85° rotacji zewnętrznej (supinacji). Funkcjonalny zakres ruchu stawu łokciowego umożliwiający wykonanie większości podstawowych czynności dnia codziennego obejmuje przedział od 30° do 130°

w płaszczyźnie strzałkowej i od 50° pronacji do 50° supinacji. Przy przykurczach zgięciowych stawu łokciowego powyżej 30° następuje znaczna i szybka utrata możliwości sięgania kończyną górną w przestrzeń. Głównymi mięśniami zginającymi staw łokciowy są: mięsień dwugłowy ramienia, mięsień ramiennie-promieniowy i mięsień ramienny, a prostowanie stawu jest możliwe przede wszystkim dzięki mięśniowi trójgłowemu ramienia. Mięśniem, który inicjuje wyprost, jest niewielki mięsień łokciowy przebiegający wzdłuż tylnej powierzchni torebki stawowej stawu łokciowego. Za ruchomość w płaszczyźnie poprzecznej oprócz mięśni ramienia odpowiadają mięśnie zaliczane topograficznie do przedramienia: nawracanie – mięsień nawrotny obły, mięsień nawrotny czworoboczny i mięsień zginacz promieniowy nadgarstka, odwracanie – mięsień odwracacz przedramienia (Bochenek i Reicher, 1990; Bober i Zawadzki, 2003; Nordin i Frankel, 2012; Ignasiak, 2013; Özkaya i wsp., 2018; Drake i wsp., 2019).

Zdolności siłowe mięśni działających na staw łokciowy oceniane są zazwyczaj w płaszczyźnie strzałkowej. Na podstawie przekroju poprzecznego mięśni i długości ramienia można ustalić, że siła mięśni zginających powinna być o około 30% większa od siły mięśni prostujących, a także że możliwości siłowe mężczyzn powinny być o około 40% większe niż u kobiet (Nordin i Frankel, 2012). Izokinetyczne pomiary ruchu zginania i prostowania w stawie łokciowym wykonuje się najczęściej w celu zdiagnozowania stanu obecnego oraz do kontroli efektów terapii czy treningu lub jako metodę treningową. Przegląd najnowszych badań pozwolił wykazać, że ocenę możliwości siłowych z wykorzystaniem dynamometru izokinetycznego przeprowadza się najczęściej w ruchu z prędkością 60°/s. Obejmuje ona od trzech do pięciu naprzemiennych ruchów zginania oraz prostowania i odbywa się, w zależności od celu badania, w pozycji odwróconej lub pośredniej przedramienia. Wytrzymałość mięśni działających na staw łokciowy sprawdza się na ogół za pomocą testów z prędkością 180°/s, podczas których osoby badane wykonują od 10 do 25 naprzemiennych ruchów w stawie. Jako wskaźnik możliwości siłowych i wytrzymałościowych w większości analiz wykorzystywany jest jedynie szczytowy moment siły mięśniowej uzupełniony niekiedy wartościami pracy całkowitej i/lub średniej mocy (Janicijevic i wsp., 2020; Malavolta i wsp., 2020; Schiefer i wsp., 2020; Villaceros i wsp., 2020; Folkins i wsp., 2021; Tamilio i wsp., 2021; van Eetvelde i wsp., 2021).

Stwierdzona w przeglądzie literatury przedmiotu zgodność pomiarów mięśni zginających i prostujących kończyną górną w stawie łokciowym z wykorzystaniem dynamometru izokinetycznego mieściła się w zakresie od umiarkowanej do doskonałej. Nie wykazano jednak jednorodnego sposobu oceny powtarzalności. Demura i wsp. (2010), badając 15 zdrowych młodych mężczyzn, odnotowali wysoką zgodność (ICC 0,71–0,89). Skupili się oni jednak jedynie na odtwarzalności pomiaru szczytowego momentu siły mięśniowej rejestrowanego podczas jednej sesji, w której badani wykonywali od trzech do pięciu naprze-

miennych ruchów z zadaną prędkością (60°/s, 180°/s i 300°/s). Wysoką zgodność pomiarów izokinetycznych mięśni zginających i prostujących staw łokciowy raportował również Griffin (1987). Na podstawie dwukrotnych pomiarów (oddzielonych 30-minutową przerwą) szczytowego momentu siły mięśniowej prowadzonych u 20 młodych kobiet wykonujących trzy naprzemienne ruchy zginania i prostowania stawu z prędkością 30°/s i 120°/s (do analizy wybrano wartość najwyższą z trzech powtórzeń) odnotował on wartości ICC w przedziale 0,72–0,83. Brak doskonałej zgodności pomiaru autor tłumaczył m.in. zmęczeniem mięśni (pomiaru w odstępie 30 minut) i procedurami testowymi (brak stabilizacji obręczy kończyny górnej).

Howatson i van Someren (2005) za pomocą metody test-retest poddali ocenie zgodność wewnątrzsobniczą i wewnątrzgrupową dotyczącą pomiarów izokinetycznych mięśni zginających staw łokciowy. Badania, w których brało udział 15 młodych dorosłych (12 mężczyzn i 3 kobiety), trwały pięć kolejnych dni i obejmowały szczytowy moment siły mięśniowej mierzony podczas testów z prędkością 60°/s i 210°/s. Każda próba składała się z trzech naprzemiennych ruchów w stawie łokciowym. Do analizy wybierano maksymalną wartość pomiaru. W ocenie wewnątrzgrupowej odnotowano zgodność na poziomie doskonałym (ICC 0,92–0,99). Ocena wewnątrzsobnicza wykazała większe zróżnicowanie testów. Dla wszystkich pomiarów łącznie średnia różnica między wynikami rejestrowanymi przy prędkości 60°/s wynosiła 8,9% (zakres osobniczej zmienności mieścił się w przedziale 3,7%–14,8%), a przy prędkości 210°/s było to 9,1% (zakres zmienności wynosił 1,6%–16,9%). Zmienność wewnątrzsobnicza wyliczana dzień do dnia wykazała jeszcze większe zróżnicowanie. W ruchu z prędkością 60°/s zmienność osobnicza dwóch pomiarów mieściła się w przedziale od 0% do 40%, a w ruchu z prędkością 210°/s – od 0% do 27%. Autorzy dowiedli wprawdzie znakomitej zgodności pomiarów w odniesieniu do wszystkich badanych łącznie (doskonała zgodność wewnątrzgrupowa), ale zwrócili uwagę na konieczność zachowania dużej ostrożności podczas indywidualnych badań i interpretacji zmian w poziomie siły mięśni ze względu na różną sprawności mięśni zginających staw łokciowy u poszczególnych osób (Howatson i van Someren, 2005).

Deighan i wsp. (2003) objęli analizą wartości szczytowego momentu siły mięśni zginających i prostujących staw łokciowy uzyskane u 10 chłopców w wieku 9 i 10 lat. Zgodność dwukrotnych pomiarów z wykorzystaniem dynamometru izokinetycznego, prowadzonych dzień po dniu i obejmujących ruch z prędkością 60°/s i 180°/s, mieściła się w przedziale od umiarkowanej do doskonałej (ICC 0,55–0,97). W większości porównań autorzy odnotowali wyższe wartości ICC dla mięśni prostujących staw łokciowy. Niższe wartości ICC mięśni zginających przypisywano niekomfortowemu odwróceniu nadgarstka podczas pomiarów oraz trudnościom związanym z wykonaniem samego ruchu (Deighan i wsp., 2003).

Wiarygodność pomiarów izokinetycznych mięśni zginających i prostujących kończynę górną w stawie łokciowym określano nie tylko u osób zdrowych, ale również u badanych z różnymi dysfunkcjami mogącymi wpływać na możliwości siłowe ich mięśni. Kim i wsp. (2005) sprawdzali zgodność testów izokinetycznych mięśni stawu łokciowego u 10 pacjentów z poudarową hemiplegią. Podczas trzykrotnych pomiarów (1, 7 i 49 dzień) szczytowego momentu siły i mocy mięśni w ruchu zginania i prostowania stawu, zarówno kończyny objętej porażeniem połowicznym, jak i zdrowej, przy prędkościach ruchu 30°/s, 75°/s i 120°/s, wykazali zgodność na poziomie wysokim i doskonałym (ICC 0,87–0,98). Okazało się, że hemiplegia nie miała wpływu na wyniki, ponieważ powtarzalność pomiarów kończyny spastycznej i zdrowej była niemal identyczna. Niezależnie od badanej cechy, kończyny czy zadanej prędkości ruchu zgodność między pomiarami 2 i 3 była wyższa w porównaniu ze zgodnością pomiarów 1 i 2.

Mathur i wsp. (2004) oceniali za pomocą dynamometru izokinetycznego powtarzalność pomiarów ruchu zginania w stawie łokciowym u 14 mężczyzn i 6 kobiet z przewlekłą obturacyjną chorobą płuc. Niezawodność zarówno w obrębie jednego pomiaru, jak i między sesjami została określona na podstawie ICC. Protokół ćwiczeń przewidywał dwa treningi przeprowadzone w odstępie tygodnia. Wyniki wskazały na wysoką wiarygodność test-retest zarówno dla wartości jednego pomiaru (ICC 0,95–0,97), jak i wyników uzyskanych w efekcie porównań poszczególnych sesji (ICC 0,82–0,96). Autorzy sugerowali, że uzyskane dane mogą być przydatne w ocenie siły mięśni u pacjentów z przewlekłą obturacyjną chorobą płuc.

Przedstawiony powyżej przegląd badań nad zgodnością pomiarów izokinetycznych mięśni działających na staw łokciowy dotyczył w większości małych grup badanych, ruchu z prędkością 60°/s lub 120°/s oraz szczytowego momentu siły mięśniowej. W projekcie własnym powtarzalność pomiarów rozpatrywano przy całym spektrum prędkości ruchu, tak aby analiza obejmowała małe, średnie i duże jej wielkości (Davies, 1992), przekładające się na duże, średnie i małe obciążenie mięśni. Zgodność pomiarów szacowano nie tylko dla szczytowego momentu siły, ale także dla pracy całkowitej i maksymalnej oraz średniej mocy mierzonej zarówno u wszystkich uczestników badań łącznie, jak i kobiet i u mężczyzn osobno. Podsumowując, zgodność pomiarów mięśni działających na staw łokciowy w płaszczyźnie strzałkowej można uznać za umiarkowaną lub wysoką w przypadku wszystkich badanych łącznie oraz niską do wysokiej w odniesieniu do grup wyodrębnionych ze względu na płeć. Zarówno w niniejszej pracy, jak i w opracowaniach innych autorów nie wykazano, które prędkości ruchu odznaczają się większą zgodnością pomiarów (Frontera i wsp., 1991; Danneskiold-Samsøe i wsp., 2009; Nordin i Frankel, 2012).

Badania własne wskazują na wyższą zgodność pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej w grupie mężczyzn (ICC 0,22–0,64) w porównaniu



z kobietami (ICC 0,21–0,54), powtarzalność pomiarów pracy i mocy była natomiast wyższa w grupie kobiet w porównaniu z mężczyznami. W zależności od analizowanej zmiennej wartości ICC wyliczone dla kobiet mieściły się w przedziale od 0,63 do 0,91, a dla mężczyzn – w przedziale od 0,35 do 0,78. Duży rozrzut zmienności obserwowany pomiędzy grupami badanych, ale także w obrębie każdej grupy, potwierdza wnioski przedstawione przez Howatsona i van Somerena (2005) oraz Madsena (1996), którzy wskazują na konieczność zachowania ostrożności w interpretowaniu indywidualnych wyników testów izokinetycznych stawu łokciowego ze względu na dużą osobniczą zmienność dotyczącą powtarzalności pomiarów.

Analizy wiarygodności testów izokinetycznych najczęściej ograniczają się do szczytowego momentu siły mięśniowej (Deighan i wsp., 2003; Howatson i van Someren, 2005; Lund i wsp., 2005; Demura i wsp., 2010; Törpel i wsp., 2017; Sin i wsp., 2018). Wyniki prezentowane w niniejszej pracy wskazują, że wyższą zgodnością, od zgodności wyliczonej dla szczytowego momentu siły (ICC 0,21–0,85), charakteryzują się pomiary pracy maksymalnej i pracy całkowitej (ICC odpowiednio 0,35–0,94 i 0,51–0,91) oraz średniej mocy (ICC 0,62–0,93). Wartości tych trzech cech wydają się zatem dobrym wskaźnikiem poziomu możliwości siłowych mięśni działających na staw łokciowy oraz wskaźnikiem zmian powstałych na skutek dysfunkcji czy terapii/treningu.

Porównując wartości ICC wyliczone między poszczególnymi testami, wykazano najwyższą zgodność pomiarów 1 i 2 oraz 2 i 3. Najniższa okazała się powtarzalność pomiarów 3 i 4. Podobne dane uzyskali Howatson i van Someren (2005). Zestawiając wyniki szczytowego momentu siły mięśniowej zarejestrowane przy prędkości 60°/s i 210°/s w pięciu kolejnych dniach, zaobserwowali oni najwyższą zmienność pomiarów między czwartym i piątym dniem badań przy prędkości wolnej oraz pomiędzy drugim i trzecim dniem przy prędkości szybkiej. Kim i wsp. (2005) odnotowali natomiast wyższą zgodność między pomiarami 2 i 3 niż 1 i 2. Różnica mogła być spowodowana różnym wiekiem uczestników obu projektów. W badaniach Howatsona i van Somerena (2005) i w projekcie własnym brały udział osoby młode, w wieku odpowiednio 27 i 21 lat, a w badaniach Kima i wsp. (2005) osoby w wieku średnio 55 lat. Zdaniem autorów, osoby starsze powinny mieć zagwarantowaną możliwość dłuższego adaptowania się do specyficznych pomiarów, jakimi są testy w warunkach izokinetycznych.

## 6. WNIOSKI

1. Poziom zgodności pomiarów szczytowego momentu siły mięśniowej, pracy maksymalnej, pracy całkowitej, średniej mocy i czasu przyśpieszania ruchu w zależności od analizowanej cechy, zastosowanej prędkości ruchu i porównywanych pomiarów u wszystkich badanych łącznie można określić jako wysoki lub doskonały w przypadku mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym, wysoki w odniesieniu do mięśni prostujących i zginających kończynę górną w stawie łokciowym oraz doskonały lub wysoki dla mięśni prostujących i zginających tułów.
2. Poziom zgodności wszystkich pomiarów wyliczany osobno dla kobiet i mężczyzn okazał się w każdej z prowadzonych analiz niższy niż poziom zgodności pomiarów obliczony dla wszystkich badanych łącznie. Zaobserwowana różnica może być wynikiem mniejszej liczności wyodrębnionych grup badanych w porównaniu z analizą całościową. Powtarzalność pomiarów mięśni zginających i prostujących staw kolanowy była w obu badanych grupach w większości porównań umiarkowana. W grupie mężczyzn okazała się wyższa niż u kobiet. Również zgodność pomiarów mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uznano za umiarkowaną. Zazwyczaj była ona wyższa w grupie kobiet. Powiązanie testów mięśni prostujących i zginających tułów oceniono w obu grupach na umiarkowane lub słabe. Wyższy poziom zgodności stwierdzano częściej wśród mężczyzn.
3. Prędkość ruchu miała istotny wpływ na poziom zgodności pomiarów prowadzonych w warunkach izokinetycznych. Najwyższą powtarzalność pomiarów mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym obserwowano najczęściej podczas ruchu z prędkością 60°/s lub 120°/s, a najniższą w ruchu z prędkością 180°/s lub 240°/s. Najwyższą zgodność testów mięśni zginających tułów notowano najczęściej w ruchu z prędkością 60°/s, w przypadku mięśni prostujących było to 120°/s lub 180°/s. Oceniając mięśnie prostujące i zginające kończynę górną w stawie łokciowym, stwierdzono najniższy poziom zgodności pomiarów w próbach wykonywanych z prędkością 240°/s u wszystkich badanych łącznie oraz w ruchu zginania z prędkością 60°/s w grupie kobiet. W pozostałych analizach dotyczących mięśni działających na staw łokciowy nie obserwowano zależności między prędkością ruchu a poziomem powtarzalności pomiarów.
4. Zgodność pomiarów analizowanych cech fizycznych mięśni była zróżnicowana w zależności od ich funkcji. Niezależnie od porównania większe różnice obserwowano w grupach wyodrębnionych ze względu na płeć. W przypadku mięśni prostujących staw kolanowy najwyższą zgodność wykazano w obrębie pomiarów szczytowego momentu siły, natomiast dla grupy mięśni zginających

najwyższe wartości ICC uzyskano w odniesieniu do pomiarów szczytowego momentu siły lub średniej mocy u wszystkich badanych łącznie oraz pracy całkowitej lub średniej mocy (w zależności od prędkości ruchu) w grupie kobiet i grupie mężczyzn. Najwyższy poziom zgodności pomiarów mięśni zginających i prostujących staw łokciowy dotyczył najczęściej średniej mocy i pracy maksymalnej. W testach obejmujących mięśnie zginające i prostujące tułów najwyższą powtarzalność obserwowano najczęściej podczas pomiarów średniej mocy lub pracy maksymalnej (w zależności od prędkości ruchu). Pomiar czasu przyspieszania ruchu charakteryzował się najniższą powtarzalnością (brak istotności statystycznej ICC), niezależnie od badanej grupy mięśni, zadanej prędkości ruchu i ocenianej cechy.

5. W większości analiz wykazano, niezależnie od badanej grupy mięśni, zastosowanej prędkości ruchu i rozpatrywanej cechy, wyższą zgodność pomiarów 2 z 3 i 2 z 4 niż 1 z 3 i 1 z 4. Zaobserwowana zależność wskazuje na potrzebę uzupełnienia procedury przygotowawczej o dodatkową próbę zapoznającą z testem, która powinna przebiegać zgodnie z właściwą procedurą pomiarową.
6. Najwyższą powtarzalność pomiarów, obliczoną za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC), stwierdzono w odniesieniu do mięśni działających na staw kolanowy.



## 7. REKOMENDACJE DLA UŻYTKOWNIKÓW SYSTEMÓW IZOKINETYCZNYCH

Osobom wykorzystującym pomiary izokinetyczne do oceny stanu układu ruchu lub jako narzędzie monitorujące zmiany powstałe na skutek prowadzonych działań terapeutycznych bądź treningowych zaleca się stosowanie możliwie pełnego spektrum prędkości ruchu, a nie ograniczanie obserwacji jedynie do prędkości małych (60%/s). Badania własne pozwoliły wykazać, że w pomiarach mięśni cechujących się mniejszymi możliwościami siłowymi wyniki uzyskane przy większych prędkościach ruchu charakteryzują się wyższą zgodnością. Dodatkowo rekomendowana jest obserwacja nie tylko wartości szczytowego momentu siły mięśniowej, ale także pracy całkowitej, pracy maksymalnej i średniej mocy. W badaniach własnych powtarzalność pomiarów pracy i mocy słabszych grup mięśni okazała się wyższa niż zgodność wyliczana dla szczytowego momentu siły.

Wiarygodność testów prowadzonych w warunkach izokinetycznych obliczaną dla wszystkich badanych łącznie określono, w zależności od grupy mięśni, ocenianej cechy i zastosowanej prędkości ruchu, jako wysoką lub doskonałą, ale zgodność ustalona osobno w grupie kobiet i grupie mężczyzn mieściła się już w zakresie od niskiej do wysokiej. Dodatkowo niskie wartości dolnej granicy przedziału ufności oszacowane dla wartości współczynnika korelacji wewnątrzklasowej dowodzą losowego charakteru niektórych porównań. Znaczna zmienność powtarzalności w obrębie grup badanych skłania do uważnej interpretacji wyników podczas indywidualnych analiz klinicznych i treningowych, tak aby wykazywane zmiany w poziomie ocenianych cech można było uznać za rzeczywisty wynik działań terapeutycznych czy treningowych bądź progresję lub regresję choroby, a nie efekt niskiej powtarzalności pomiarów.

Zaleca się uzupełnienie standardowej procedury przygotowawczej o dodatkową próbę adaptacyjną przebiegającą w taki sam sposób jak właściwa procedura pomiarowa. Potrzeba poszerzenia części przygotowawczej wynika z wykazanej w większości analiz wyższej zgodność pomiaru 2 z 3 i 4 niż pomiaru 1 z 3 i 4.

## BIBLIOGRAFIA

- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Magnusson, S.P., Larsson, B., Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *Am J Sports Med*, 26(2), 231–237. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
- Adami, P.E., Rocchi, J.E., Melke, N., De Vito, G., Bernardi, M., Macaluso, A. (2022). Physiological profile comparison between high intensity functional training, endurance and power athletes. *Eur J Appl Physiol*, 122(2), 531–539. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04858-3>
- Allam, H. H., Shafie, A., Almalki, A. J., Almalki, D. E., Alsayad, T., Alziyadi, A.M., Al-Walah, M.A., Elsayyad, L.K. (2022). Effect of application of repeated downhill walking bouts on ankle isokinetic parameters in children with obesity. *Appl Bionics Biomech*, 2022, 1128794. <https://doi.org/10.1155/2022/1128794>
- Al-Shenqiti, A.M., Emara, H.A., Algarni, F.S., Khaled, O.A. (2021). Isokinetic trunk muscle performance in adolescents with different body mass indices. *J Taibah Univ Med Sci*, 16(4), 550–557. <https://doi.org/10.1016/j.jtumed.2021.03.008>
- Amaral, G.M., Marinho, H.V.R., Ocarino, J.M., Silva, P.L.P., De Souza, T.R., Fonseca, S.T. (2014). Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables. *Braz J Phys Ther*, 18(6), 521–529. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0047>
- Anders, C., Steiniger, B. (2018). Main force directions of trunk muscles: a pilot study in healthy male subjects. *Hum Mov Sci*, 60, 214–224. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.06.012>
- Andersson, E.A., Oddsson, L.I.E., Grundström, H., Nilsson, J., Thorstensson, A. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(7), 392–400. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(96\)00033-2](https://doi.org/10.1016/0268-0033(96)00033-2)
- Andersson, G., Lavender, S. (1997). Evaluation of Muscle Function. [W:] *The Adult Spine. Principles and Practice*. Wyd. 2 (s. 341–380). Lippincott-Raven.
- Andrade, M.D.S., Fleury, A.M., de Lira, C.A.B., Dubas, J.P., da Silva, A.C. (2010). Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci*, 28(7), 743–749. <https://doi.org/10.1080/02640411003645687>
- Appen, L., Duncan, P.W. (1986). Strength relationship of the knee musculature: effects of gravity and sport\*. *J Orthop Sports Phys Ther*, 7(5), 1–235.
- Aquino, C.F., Fonseca, S.T., Gonçalves, G.G.P., Silva, P.L.P., Ocarino, J. M., Mancini, M.C. (2010). Stretching versus strength training in lengthened position in subjects with tight hamstring muscles: a randomized controlled trial. *Man Ther*, 15(1), 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.05.006>
- Atar, S., Demirhan, E., Cabuk, H., Turan, K., Dedeoglu, S.S., Kuru, Ö. (2022). Comparison of pain, muscle strength, and functional status following unicompartamental knee arthroplasty, total knee arthroplasty, and conservative management of gonarthrosis. *Indian J Orthop*, 56(3), 464–472. <https://doi.org/10.1007/s43465-021-00549-5>
- Ayalon, M., Ben-Sira, D., Hutzler, Y., Gilad, T. (2000). Reliability of isokinetic strength measurements of the knee in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 42(6), 398–402. <https://doi.org/10.1017/s0012162200000724>

- Baltzopoulos, B., Brodie, D.A. (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med*, 8(2), 101–116. <https://doi.org/10.2165/00007256-198908020-00003>
- Baltzopoulos, B., King, M., Gleeson, N., De Ste Croix, M. (2012). The BASES expert statement on measurement of muscle strength with isokinetic dynamometry. *Sport Exerc Sci*, 31, 12–13.
- Baltzopoulos, V., Eston, R.G., Maclaren, D. (1988). A comparison of power outputs on the Wingate test and on a test using an isokinetic device. *Ergonomics*, 31(11), 1693–1699. <https://doi.org/10.1080/00140138808966819>
- Barnes, W.S. (1980). The relationship of motor-unit activation to isokinetic muscular contraction at different contractile velocities. *Phys Ther*, 60(9), 1152–1158. <https://doi.org/10.1093/ptj/60.9.1152>
- Basmajian, J., de Luca, C. (1985). *Muscle Alive*. Wyd. 5. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bazrgari, B., Nussbaum, M.A., Madigan, M.L., Shirazi-Adl, A. (2011). Soft tissue wobbling affects trunk dynamic response in sudden perturbations. *J Biomech*, 44(3), 547–551. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.09.021>
- Beimborn, D.S., Morrissey, M.C. (1988). A review of the literature related to trunk muscle performance. *Spine*, 13(6), 655–660.
- Bekfani, T., Hamadanchi, A., Ijuin, S., Bekhite, M., Nisser, J., Derlien, S., Westphal, J., Bogoviku, J., Morris, D.A., Fudim, M., Braun-Dullaeus, R.C., Möbius-Winkler, S., Schulze, P.C. (2021). Relation of left atrial function with exercise capacity and muscle endurance in patients with heart failure. *ESC Heart Fail*, 8(6), 4528–4538. <https://doi.org/10.1002/ehf2.13656>
- Bell, K.E., Paris, M.T., Avrutin, E., Mourtzakis, M. (2022). Altered features of body composition in older adults with type 2 diabetes and prediabetes compared with matched controls. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*, 13(2), 1087–1099. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12957>
- Berckmans, K., Maenhout, A.G., Matthijs, L., Pieters, L., Castelein, B., Cools, A.M. (2017). The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: assessment and exercise effect. *Phys Ther Sport*, 27, 65–75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.03.001>
- Bernard, J.-C., Boudokhane, S., Pujol, A., Chaléat-Valayer, E., Le Blay, G., Decuninck, J. (2014). Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain. *Ann Phys Rehabil Med*, 57(1), 38–54. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2013.10.004>
- Biodex Multi-Joint System. Clinical Resource Manual. 4. Isokinetic Source Book. Supporting Articles. (2012). Biodex Medical Systems, Inc.
- Bober, T., Golema, M., Kornecki, S., Kulig, K., Zawadzki, J. (1983). *Biomechanika. Wybrane zagadnienia*. Wrocław: AWF.
- Bober, T., Zawadzki, J. (2003). *Biomechanika ruchu człowieka*. Wrocław: BK.
- Bochenek, A., Reicher, M. (1990). *Anatomia człowieka. Tom 1*. Warszawa: PZWL.
- Brelloff, S.P., Chou, L.-S. (2015). A multi-segmented approach to the quantification of trunk movement during gait. *J Musculoskelet Res*, 18(02), 1550009. <https://doi.org/10.1142/S0218957715500098>

- Brito, C.P., Moraes, I.G., Luders, C., de Brito, C.M.M., Yamaguti, W.P. (2021). Relationship of phase angle and peak torque of knee extensors with the performance in six-minute step test in haemodialysis patients. *BMC Nephrol*, 22(1), 56. <https://doi.org/10.1186/s12882-021-02256-7>
- Brockett, C.L., Morgan, D.L., Proske, U. (2004). Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 36(3), 379–387. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000117165.75832.05>
- Brown, L.E., Weir, J.P. (2001). ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *J Exerc Physiol Online*, 4(3), 1–21.
- Brown, L.E., Whitehurst, M., Bryant, J., Buchalter, D. (1993). Reliability of the Biodex System 2 isokinetic dynamometer concentric mode. *Isokinet Exerc Sci*, 3(3), 160–163.
- Brown, L.E., Whitehurst, M., Bryant, J.R. (1992). Reliability of the LIDO active isokinetic dynamometer concentric mode. *Isokinet Exerc Sci*, 2(4), 191–194. <https://doi.org/10.3233/IES-1992-2407>
- Brown, L., Whitehurst, M., Findley, B.W. (2005). Reliability of rate of velocity development and phase measures on an isokinetic device. *J Strength Cond Res*, 19(1), 189–192. <https://doi.org/10.1519/R-15004.1>
- Brughelli, M., Cronin, J., Nosaka, K. (2010). Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players. *J Strength Cond Res*, 24(3), 717–721. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318197009a>
- Buckon, C.E., Sienko, S.E., Fowler, E.G., Bagley, A.M., Staudt, L.A., Sison-Williamson, M., Heberer, K.R., McDonald, C.M., Sussman, M.D. (2022). A longitudinal study of quantitative muscle strength and functional motor ability in ambulatory boys with duchenne muscular dystrophy. *J Neuromuscul Dis*, 9(2), 321–334. <https://doi.org/10.3233/JND-210704>
- Butcher, S.J., Craven, B.R., Chilibeck, P.D., Spink, K.S., Grona, S.L., Sprigings, E.J. (2007). The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37(5), 223–231. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2331>
- Câmara, L.C., Ritti-Dias, R.M., Meneses, A.L., Greve, J.M.D., Filho, W.J., Santarém, J.M., Forjaz, C.L. de M., Puech-Leão, P., Wolosker, N. (2012). Isokinetic strength and endurance in proximal and distal muscles in patients with peripheral artery disease. *Ann Vasc Surg*, 26(8), 1114–1119. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2012.03.012>
- Campbell, D.E. (1979). Generation of horsepower at low and high velocity by sprinters and distance runners. *Res Q*, 50(1), 1–8.
- Cangussu-Oliveira, L.M., Porto, J.M., Freire Junior, R.C., Capato, L.L., Gomes, J.M., Herrero, C.F.P. da S., Nogueira-Barbosa, M.H., de Paula, F.J.A., de Abreu, D.C.C. (2020). Association between the trunk muscle function performance and the presence of vertebral fracture in older women with low bone mass. *Aging Clin Exp Res*, 32(6), 1067–1076. <https://doi.org/10.1007/s40520-019-01296-2>
- Capranica, L., Battenti M., Demarie S., Figura F. (1998). Reliability of isokinetic knee extension and flexion strength testing in elderly women. *J Sports Med Phys Fitness*, 38(2), 169–176. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9763804/>

- Carlsöö, S. (1961). The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. *Ergonomics*, 4(3), 193–211. <https://doi.org/10.1080/00140136108930520>
- Caruso, J.F., Brown, L.E., Tufano, J.J. (2012). The reproducibility of isokinetic dynamometry data. *Isokinet Exerc Sci*, 20(4), 239–253. <https://doi.org/10.3233/IES-2012-0477>
- Chen, W.-L., Su, F.-C., Chou, Y.-L. (1994). Significance of acceleration period in a dynamic strength testing study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 19(6), 324–330. <https://doi.org/10.2519/jospt.1994.19.6.324>
- Chlif, M., Ammar, M.M., Said, N.B., Sergey, L., Ahmaidi, S., Alassery, F., Hamam, H. (2021). Mechanism of dyspnea during exercise in children with corrected congenital heart disease. *Int J Environ Res Public Health*, 19(1), 99. <https://doi.org/10.3390/ijerph19010099>
- Chrysagis, N., Koumantakis, G.A., Grammatopoulou, E., Skordilis, E. (2021). Active joint position sense in children with unilateral cerebral palsy. *Cureus*, 13(9), e18075. <https://doi.org/10.7759/cureus.18075>
- Cogley, D., Byrne, P., Halstead, J., Coyle, C. (2021). Responses to a combined dynamic stretching and antagonist static stretching warm-up protocol on isokinetic leg extension performance. *Sports Biomech*, 1–16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1944290>
- Conover, W.J. (1999). *Practical Nonparametric Statistics*. Wyd. 3. New York: John Wiley & Sons.
- Coombs, R., Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med*, 1(3), 56–62.
- Coyle, E.F., Costill, D.L., Lesmes, G.R. (1979). Leg extension power and muscle fiber composition. *Med Sci Sports*, 11(1), 12–15.
- Cozette, M., Leprêtre, P.-M., Doyle, C., Weissland, T. (2019). Isokinetic strength ratios: conventional methods, current limits and perspectives. *Front Physiol*, 10, 567. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00567>
- Croisier J.-L., Forthomme, B., Namurois, M.-H., Vanderthommen, M., Crielaard, J.-M. (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med*, 30(2), 199–203. <https://doi.org/10.1177/03635465020300020901>
- Croisier, J.-L., Crielaard, J.M. (1999). Exploration isocinétique: analyse des courbes. *Ann Readapt Med Phys*, 42(8), 497–502. [https://doi.org/10.1016/S0168-6054\(00\)87704-1](https://doi.org/10.1016/S0168-6054(00)87704-1)
- Daley, P., Pomares, G., Menu, P., Gadbled, G., Dauty, M., Fouasson-Chailloux, A. (2021). Shoulder isokinetic strength deficit in patients with neurogenic thoracic outlet syndrome. *Diagnostics*, 11(9), 1529. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11091529>
- Danneskiold-Samsøe, B., Bartels, E.M., Bülow, P.M., Lund, H., Stockmarr, A., Holm, C.C., Wätjen, I., Appleyard, M., Bliddal, H. (2009). Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol*, 197(suppl.673), 1–68. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2009.02022.x>
- Dauty, M., Crenn, V., Louguet, B., Grondin, J., Menu, P., Fouasson-Chailloux, A. (2022). Anatomical and neuromuscular factors associated to noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Clin Med*, 11(5), 1402. <https://doi.org/10.3390/jcm11051402>

- Davids, J.R., Cung, N.Q., Sattler, K., Boakes, J.L., Bagley, A.M. (2019). Quantitative assessment of muscle strength following „slow” surgical lengthening of the medial hamstring muscles in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*, 39(5), e373–e379. <https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000001313>
- Davies, G.J. (1992). *A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. Onalaska: S & S Publishers.
- Davies, G.J., Gould, J.A. (1982). Trunk testing using a prototype Cybex II isokinetic dynamometer stabilization system. *J Orthop Sports Phys Ther*, 3(4), 164–170. <https://doi.org/10.2519/jospt.1982.3.4.164>
- Davies, G.J., Kirkendall, D.T., Leigh, D.H., Lui, M.L., Reinbold, T.R., Wilson, P.K. (1981). Isokinetic characteristics of professional football players: normative relationships between quadriceps and hamstring muscle groups and relative to body weight. *Med Sci Sports Exerc*, 13(2), 76.
- Dehail, P., Gagnon, D., Noreau, L., Nadeau, S. (2008). Assessment of agonist-antagonist shoulder torque ratios in individuals with paraplegia: a new interpretative approach. *Spinal Cord*, 46(8), 552–558. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3102173>
- Deighan, M.A., De Ste Croix, M.B.A., Armstrong, N. (2003). Reliability of isokinetic concentric and eccentric knee and elbow extension and flexion in 9/10 year old boys. *Isokinet Exerc Sci*, 11(2), 109–115. <https://doi.org/10.3233/IES-2003-0136>
- Delitto, A., Rose, S.J., Crandell, C.E., Strube, M.J. (1991). Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine*, 16(7), 800–803. <https://doi.org/10.1097/00007632-199107000-00019>
- Demura, S., Miyaguchi, K., Aoki, H. (2010). The difference in output properties between dominant and nondominant limbs as measured by various muscle function tests. *J Strength Cond Res*, 24(10), 2816–2820. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e38293>
- Dibrezzo, R., Gench, B.E., Hinson, M.M., King, J. (1985). Peak torque values of the knee extensor and flexor muscles of females. *J Orthop Sports Phys Ther*, 7(2), 65–68. <https://doi.org/10.2519/jospt.1985.7.2.65>
- Drake, R., Vogl, W., Mitchell, A. (2019). *Gray Anatomia. Podręcznik dla studentów*. T. 1–2. Wyd. 3. Edra Urban & Partner.
- Drouin, J.M., Valovich-McLeod, T.C., Shultz, S.J., Gansneder, B.M., Perrin, D.H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*, 91(1), 22–29. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0933-0>
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications*. Wyd. 2. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Dvir, Z., Keating, J. (2001). Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(7), 627–630. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00038-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00038-9)
- Ekinci, M., Birisik, F., Ersin, M., Şahinkaya, T., Öztürk, İ. (2021). A prospective evaluation of strength and endurance of ankle dorsiflexors-plantar flexors after conservative management of lateral malleolar fractures. *Turk J Phys Med Rehabil*, 67(3), 300–307. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2021.5427>



- El-Ashker, S., Chaabene, H., Prieske, O. (2022). Maximal isokinetic elbow and knee flexor-extensor strength measures in combat sports athletes: the role of movement velocity and limb side. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, 14(1), 40. <https://doi.org/10.1186/s13102-022-00432-2>
- El-Rich, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N. (2004). Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: combined model and in vivo studies. *Spine*, 29(23), 2633–2642. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000146463.05288.0e>
- Esnault, J., Missaoui, B., Bendaya, S., Mane, M., Eymard, B., Laforet, P., Stojkovic, T., Behin, A., Thoumie, P. (2018). Isokinetic assessment of trunk muscles in facio-scapulothoracic muscular dystrophy type 1 patients. *Neuromuscul Disord*, 28(12), 996–1002. <https://doi.org/10.1016/j.nmd.2018.09.007>
- Estrázulas, J.A., Estrázulas, J.A., de Jesus, K., de Jesus, K., da Silva, R.A., Libardoni dos Santos, J.O. (2020). Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: a systematic review. *Phys Ther Sport*, 45, 93–102. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.008>
- Eustace, S.J., Page, R.M., Greig, M. (2017). Contemporary approaches to isokinetic strength assessments in professional football players. *Sci Med Football*, 1(3), 251–257. <https://doi.org/10.1080/24733938.2017.1371851>
- Evangelidis, P.E., Pain, M.T.G., Folland, J. (2015). Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. *J Sports Sci*, 33(3), 309–319. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.942680>
- Fagher, K., Fritzon, A., Drake, A.M. (2016). Test-retest reliability of isokinetic knee strength measurements in children aged 8 to 10 years. *Sports Health*, 8(3), 255–259. <https://doi.org/10.1177/1941738116632506>
- Fang, B., Kim, Y., Choi, M. (2021). Effect of cycle-based high-intensity interval training and moderate to moderate-intensity continuous training in adolescent soccer players. *Healthcare (Basel)*, 9(12), 1628. <https://doi.org/10.3390/healthcare9121628>
- Farfan, H.F. (1975). Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. *Orthop Clin North Am*, 6(1), 135–144.
- Feiring, D.C., Ellenbecker, T.S., Derscheid, G.L. (1990). Test-retest reliability of the biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther*, 11(7), 298–300. <https://doi.org/10.2519/jospt.1990.11.7.298>
- Ferreira-Júnior, J.B., Vieira, C.A., Soares, S.R.S., Magalhães, I.E.J., Rocha-Júnior, V. A., Vieira A., Bottaro M. (2013). Effects of different isokinetic knee extension warm-up protocols on muscle performance. *J Sports Med Phys Fitness*, 53(3, suppl. 1), 25–29.
- Fidelus, K. (1977). *Zarys biomechaniki ćwiczeń fizycznych*. Wrocław: AWF.
- Folkins, E., Sahni, S., Ryan, J., Wooden, S., Bushby, G., Radzinski, C. (2021). Concentric and eccentric force changes with elastic band and isotonic heavy resistance training: a randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther*, 16(3), 756–765. <https://doi.org/10.26603/001c.23672>
- Forthomme, B., Wiczorek, V., Frisch, A., Crielaard, J.-M., Croisier, J.-L. (2013). Shoulder pain among high-level volleyball players and preseason features. *Med Sci Sports Exerc*, 45(10), 1852–1860. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318296128d>

- Frontera, W.R., Hughes, V.A., Lutz, K.J., Evans, W.J. (1991). A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *J Appl Physiol*, 71(2), 644–650. <https://doi.org/10.1152/jappl.1991.71.2.644>
- Gadotti, I.C., Vieira, E.R., Magee, D.J. (2006). Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. *Braz J Phys Ther*, 10, 137–146. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552006000200002>
- García-Vaquero, M.P., Barbado, D., Juan-Recio, C., López-Valenciano, A., Vera-García, F.J. (2020). Isokinetic trunk flexion-extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: reliability, learning effect, and sex differences. *J Sport Health Sci*, 9(6), 692–701. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.011>
- Gazya, A., Sherief, A., Ghaffar, M., Aneis, Y. (2014). Effect of isokinetic training on knee muscle strength and balance control in children with developmental coordination disorder: a randomized controlled trial. *Med J Cairo Univ*, 82(2), 69–78.
- Gerhardt, J.J. (1983). Clinical measurements of joint motion and position in the neutral-zero method and SFTR recording: basic principles. *Int Rehabil Med*, 5(4), 161–164. <https://doi.org/10.3109/03790798309167039>
- Ghroubi, S., Kossemtini, W., Mahersi, S., Elleuch, W., Chaabene, M., Elleuch, M.H. (2016). Contribution of isokinetic muscle strengthening in the rehabilitation of obese subjects. *Ann Phys Rehabil Med*, 59(2), 87–93. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.01.005>
- Gilewicz, Z. (1964). *Teoria wychowania fizycznego*. Warszawa: SiT.
- Gillen, Z.M., Shoemaker, M.E., Bohannon, N.A., Gibson, S.M., Cramer, J.T. (2020). Comparing the torque- and power-velocity relationships between children and adolescents during isokinetic leg extension muscle actions. *Hum Mov Sci*, 74, 102678. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102678>
- Gilliam, T.B., Sady, S.P., Freedson, P.S., Villanacci, J. (1979). Isokinetic torque levels for high school football players. *Arch Phys Med Rehabil*, 60(3), 110–114.
- Golik-Peric, D., Drapsin, M., Obradovic, B., Drid, P. (2011). Short-term isokinetic training versus isotonic training: effects on asymmetry in strength of thigh muscles. *J Hum Kinet*, 30, 29–35. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0070-5>
- Gollie, J.M., Patel, S.S., Scholten, J.D., Harris-Love, M.O. (2020). Preliminary study of the effects of eccentric-overload resistance exercise on physical function and torque capacity in chronic kidney disease. *J Funct Morphol Kinesiol*, 5(4), 97. <https://doi.org/10.3390/jfmk5040097>
- Gonosova, Z., Linduska, P., Bizovska, L., Svoboda, Z. (2018). Reliability of ankle-foot complex isokinetic strength assessment using the Isomed 2000 dynamometer. *Medicina (Kaunas)*, 54(3), 43. <https://doi.org/10.3390/medicina54030043>
- Goto, K., Duthon, V.B., Menetrey, J. (2022). Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps tendon autograft is a viable option for small-statured female patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 30(7), 2358–2363. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06845-9>
- Grabiner, M.D., Jeziorowski, J.J., Divekar, A.D. (1990). Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *J Orthop Sports Phys Ther*, 11(12), 590–598. <https://doi.org/10.2519/jospt.1990.11.12.590>



- Granito, R.N., Aveiro, M.C., Rennó, A.C.M., Oishi, J., Driusso, P. (2014). Degree of thoracic kyphosis and peak torque of trunk flexors and extensors among healthy women. *Rev Bras Ortop*, 49(3), 286–291. <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2014.04.002>
- Gregor, R.J., Edgerton, V.R., Perrine, J.J., Champion, D.S., DeBus, C. (1979). Torque-velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 47(2), 388–392. <https://doi.org/10.1152/jappl.1979.47.2.388>
- Gremion, G., Mahler, F., Chantaine, A. (1996). Mesures isocinétiques de la force musculaire du rachis: influence de l'âge, de l'activité physique et des lombalgies. *Ann Readapt Med Phys*, 39(1), 43–49. [https://doi.org/10.1016/0168-6054\(96\)88050-0](https://doi.org/10.1016/0168-6054(96)88050-0)
- Griffin, J.W. (1987). Differences in elbow flexion torque measured concentrically, eccentrically, and isometrically. *Phys Ther*, 67(8), 1205–1208. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.8.1205>
- Grimshaw, P., Lees, A., Fowler, N., Burden, A. (2010). *Krótkie wykłady. Biomechanika sportu*. Warszawa: WN PWN.
- Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., Maffiuletti, N.A. (2014). Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol*, 24(6), 986–993. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.07.006>
- Gunnarsson, U., Johansson, M., Strigård, K. (2011). Assessment of abdominal muscle function using the Biodex System-4. Validity and reliability in healthy volunteers and patients with giant ventral hernia. *Hernia*, 15(4), 417–421. <https://doi.org/10.1007/s10029-011-0805-1>
- Habets, B., Staal, J.B., Tijssen, M., van Cingel, R. (2018). Intrarater reliability of the Humac NORM isokinetic dynamometer for strength measurements of the knee and shoulder muscles. *BMC Res Notes*, 11(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s13104-018-3128-9>
- Hamzeh Shalamzari, M., Minoonejad, H., Seidi, F. (2022). The effects of a self-myofascial release program on isokinetic hamstrings-to-quadriceps strength ratio and range of motion of the knee joint among athletes with hamstring shortness. *J Sport Rehabil*, 1–7. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0487>
- Hanuszkiewicz, J., Woźniewski, M., Malicka, I. (2021). The influence of Nordic Walking on isokinetic trunk muscle endurance and sagittal spinal curvatures in women after breast cancer treatment: age-specific indicators. *Int J Environ Res Public Health*, 18(5), 2409. <https://doi.org/10.3390/ijerph18052409>
- Harding, A.T., Weeks, B.K., Horan, S.A., Little, A., Watson, S.L., Beck, B.R. (2017). Validity and test-retest reliability of a novel simple back extensor muscle strength test. *SAGE Open Med*, 5. <https://doi.org/10.1177/2050312116688842>
- Hartmann, A., Knols, R., Murer, K., de Bruin, E.D. (2009). Reproducibility of an isokinetic strength-testing protocol of the knee and ankle in older adults. *Gerontology*, 55(3), 259–268. <https://doi.org/10.1159/000172832>
- Harris, M., Taylor, G. (2020). *Statystyka medyczna jasno i zrozumiale*. Gdańsk: Makmed.
- Hides, J., Stanton, W., Mendis, M.D., Sexton, M. (2011). The relationship of transversus abdominis and lumbar multifidus clinical muscle tests in patients with chronic lowbackpain. *Man Ther*, 16(6), 573–577. <https://doi.org/10.1016/j.math.2011.05.007>

- Hill, A.V. (1953). The mechanics of active muscle. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, 141(902), 104–117. <https://doi.org/10.1098/rspb.1953.0027>
- Hislop, H.J., Perrine, J.J. (1967). The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther*, 47(2), 114–117.
- Holmbäck, A.M., Porter, M.M., Downham, D., Lexell, J. (1999). Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scand J Rehabil Med*, 31(4), 229–239.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*, 30(1), 1–15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- Hoseini, A., Zarei, M., Nobari, H., Hovanloo, F., Abbasi, H., Pérez-Gómez, J. (2022). Isokinetic muscle strength cannot be related to the odds ratio of musculoskeletal injuries in young elite wrestlers. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, 14(1), 29. <https://doi.org/10.1186/s13102-022-00423-3>
- Howatson, G., van Someren, K.A. (2005). The reproducibility of peak isokinetic torque and EMG activity in unfamiliarised subjects on repeated days. *Isokinet Exerc Sci*, 13(3), 179–186. <https://doi.org/10.3233/IES-2005-0202>
- Iga, J., George, K., Lees, A., Reilly, T. (2006). Reliability of assessing indices of isokinetic leg strength in pubertal soccer players. *Pediatr Exerc Sci*, 18(4), 436–445. <https://doi.org/10.1123/PES.18.4.436>
- Ignasiak, Z. (2013). *Anatomia układu ruchu*. Wyd. 2. Wrocław: Elsevier Urban & Partner.
- Iwai, K., Nakazato, K., Irie, K., Fujimoto, H., Nakajima, H. (2004). Trunk muscle strength and disability level of low back pain in collegiate wrestlers. *Med Sci Sports Exerc*, 36(8), 1296–1300. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000135791.27929.c1>
- Janicijevic, D., Knezevic, O.M., Garcia-Ramos, A., Cvetic, D., Mirkov, D.M. (2020). Isokinetic testing: sensitivity of the force-velocity relationship assessed through the two-point method to discriminate between muscle groups and participants' physical activity levels. *Int J Environ Res Public Health*, 17(22), 8570. <https://doi.org/10.3390/ijerph17228570>
- Jaric, S. (2000). Changes in movement symmetry associated with strengthening and fatigue of agonist and antagonist muscles. *J Mot Behav*, 32(1), 9–15. <https://doi.org/10.1080/00222890009601355>
- Jenkins, W.L., Thackaberry, M., Killian, C. (1984). Speed-specific isokinetic training. *J Orthop Sports Phys Ther*, 6(3), 181–183. <https://doi.org/10.2519/jospt.1984.6.3.181>
- Johnsen, M.B., Eitzen, I., Moksnes, H., Risberg, M.A. (2015). Inter- and intrarater reliability of four single-legged hop tests and isokinetic muscle torque measurements in children. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 23(7), 1907–1916. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2771-x>
- Johnson, J., Siegel, D. (1978). Reliability of an isokinetic movement of the knee extensors. *Res Q*, 49(1), 88–90.
- Jonvik, K.L., Hoogervorst, D., Peelen, H.B., de Niet, M., Verdijk, L.B., van Loon, L.J.C., van Dijk, J.-W. (2021). The impact of beetroot juice supplementation on muscular endurance, maximal strength and countermovement jump performance. *Eur J Sport Sci*, 21(6), 871–878. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1788649>

- Juan-Recio, C., López-Plaza, D., Barbado Murillo, D., García-Vaquero, M. P., Vera-García, F. J. (2018). Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *J Sports Sci*, 36(4), 357–364. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1307439>
- Kambič, T., Lainščak, M., Hadžić, V. (2020). Reproducibility of isokinetic knee testing using the novel isokinetic SMM iMoment dynamometer. *PloS One*, 15(8), e0237842. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237842>
- Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*, 15(Suppl 1), 11–18. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021104>
- Karataş, G.K., Göğüş, F., Meray, J. (2002). Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *Am J Phys Med Rehabil*, 81(2), 79–85. <https://doi.org/10.1097/00002060-200202000-00001>
- Kellis, E., Kellis, S., Gerodimos, V., Manou, V. (1999). Reliability of isokinetic concentric and eccentric strength in circumpubertal soccer players. *Pediatr Exerc Sci*, 11(2), 218–228. <https://doi.org/10.1123/pes.11.3.218>
- Kim, M., Kothari, D.H., Lum, P.S., Patten, C. (2005). Reliability of dynamic muscle performance in the hemiparetic upper limb. *J Neurol Phys Ther*, 29(1), 9–17. <https://doi.org/10.1097/01.npt.0000282257.74325.2b>
- Kim, S.-Y., Park, J.-H., Lee, M. Y., Oh, K.-S., Shin, D.-W., Shin, Y.-C. (2019). Physical activity and the prevention of depression: a cohort study. *Gen Hosp Psychiatry*, 60, 90–97. <https://doi.org/10.1016/j.genhosppsych.2019.07.010>
- Klonz, A., Loitz, D., Wöhler, P., Reilmann, H. (2003). Rupture of the distal biceps brachii tendon: Isokinetic power analysis and complications after anatomic reinsertion compared with fixation to the brachialis muscle. *J Shoulder Elbow Surg*, 12(6), 607–611. [https://doi.org/10.1016/s1058-2746\(03\)00212-x](https://doi.org/10.1016/s1058-2746(03)00212-x)
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. Wyd. 2. New York: Springer Science+Business Media, LLC.
- Kocahan, T., Akinoğlu, B., Yilmaz, A. E., Rosemann, T., Knechtle, B. (2021). Intra- and inter-rater reliability of a well-used and a less-used IsoMed 2000 dynamometer for knee flexion and extension peak torque measurements in a concentric test in athletes. *Appl Sci*, 11(11), 4951. <https://doi.org/10.3390/app11114951>
- Kolodziej, M., Nolte, K., Schmidt, M., Alt, T., Jaitner, T. (2021). Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: a preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries. *Front Sports Act Living*, 3, 615330. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.615330>
- Koo, T.K., Li, M.Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kramer, M.S., Feinstein, A.R. (1981). Clinical biostatistics. LIV. The biostatistics of concordance. *Clin Pharmacol Ther*, 29(1), 111–123. <https://doi.org/10.1038/clpt.1981.18>
- Kropielnicka, K., Dziubek, W., Bulińska, K., Stefańska, M., Wojcieszczyk-Latos, J., Jasiński, R., Pilch, U., Dąbrowska, G., Skórkowska-Telichowska, K., Kałka, D.,

- Janus, A., Zywar, K., Paszkowski, R., Rachwalik, A., Woźniewski, M., Szuba, A. (2018). Influence of the physical training on muscle function and walking distance in symptomatic peripheral arterial disease in elderly. *Biomed Res Int*, 2018, 1937527. <https://doi.org/10.1155/2018/1937527>
- Kubo, T., Hoshikawa, Y., Muramatsu, M., Iida, T., Komori, S., Shibukawa, K., Kanehisa, H. (2011). Contribution of trunk muscularity on sprint run. *Int J Sports Med*, 32(3), 223–228. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1268502>
- Kumagai, H., Natsume, T., Kim, S.-J., Tobina, T., Miyamoto-Mikami, E., Shiose, K., Ichinoseki-Sekine, N., Kakigi, R., Tsuzuki, T., Miller, B., Yen, K., Murakami, H., Miyachi, M., Zempo, H., Dobashi, S., Machida, S., Kobayashi, H., Naito, H., Cohen, P., Fuku, N. (2022). The MOTS-c K14Q polymorphism in the mtDNA is associated with muscle fiber composition and muscular performance. *Biochim Biophys Acta Gen Subj*, 1866(2), 130048. <https://doi.org/10.1016/j.bbagen.2021.130048>
- Kunz, H.E., Port, J.D., Kaufman, K.R., Jatoi, A., Hart, C.R., Gries, K.J., Lanza, I.R., Kumar, R. (2022). Skeletal muscle mitochondrial dysfunction and muscle and whole body functional deficits in cancer patients with weight loss. *J Appl Physiol*, 132(2), 388–401. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00746.2021>
- Lee, D.W., Lee, D.R., Kim, M.A., Cho, S.I., Lee, J.K., Kim, J.G. (2022). Patients with advanced lateral osteoarthritis can return to sports and work after distraction arthroplasty plus lateral meniscal allograft transplantation combined with cartilage repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 30(6), 1990–2002. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-06864-0>
- Lesmes, G.R., Costill, D.L., Coyle, E.F., Fink, W.J. (1978). Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training. *Med Sci Sports*, 10(4), 266–269.
- Lexell, J.E., Downham, D.Y. (2005). How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil*, 84(9), 719–723. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000176452.17771.20>
- Li, P., Wang, Z., Lu, Y., Li, N., Xiao, L., Su, J., Duan, H., Liu, X., Wu, W. (2020). Assessment of knee extensor and flexor function using isokinetic test in COPD: impact on exercise capacity. *Int J Tuberc Lung Dis*, 24(8), 776–781. <https://doi.org/10.5588/ijtld.19.0588>
- Lieber, R., Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, 23(11), 1647–1666. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200011\)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m)
- Liljequist, D., Elfving, B., Skavberg Roaldsen, K. (2019). Intraclass correlation – a discussion and demonstration of basic features. *PloS One*, 14(7), e0219854. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219854>
- Lippold, O. (1952). The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J Physiol*, 117(4). <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1952.sp004763>
- Lund, H., Søndergaard, K., Zachariassen, T., Christensen, R., Bülow, P., Henriksen, M., Bartels, E. M., Danneskiold-Samsøe, B., Bliddal, H. (2005). Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers. *Clin Physiol Funct Imaging*, 25(2), 75–82. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2004.00593.x>

- Madsen, O.R. (1996). Torque, total work, power, torque acceleration energy and acceleration time assessed on a dynamometer: Reliability of knee and elbow extensor and flexor strength measurements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 74(3), 206–210. <https://doi.org/10.1007/BF00377442>
- Maffiuletti, N.A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging*, 27(6), 346–353. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2007.00758.x>
- Malavolta, E.A., Cruz, D.G., Gracitelli, M.E.C., Assunção, J.H., Andrade-Silva, F.B., Andrusaitis, F.R., Ferreira Neto, A.A. (2020). Isokinetic evaluation of the shoulder and elbow after Latarjet procedure. *Orthop Traumatol Surg Res*, 106(6), 1079–1082. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.04.012>
- Malicka, I., Stefańska, M., Rudziak, M., Jarmoluk, P., Pawłowska, K., Szczepańska-Gieracha, J., Woźniewski, M. (2011). The influence of Nordic walking exercise on upper extremity strength and the volume of lymphoedema in women following breast cancer treatment. *Isokinet Exerc Sci*, 19(4), 295–304. <https://doi.org/10.3233/IES-2011-0430>
- Malmir, K., Olyaei, G.R., Talebian, S., Khaleghi, F. (2022). Contribution of components of the quadriceps femoris muscle for producing external torque in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Bodyw Mov Ther*, 29, 264–270. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.11.002>
- Małeckki, K., Niedzielski, K., Flont, P., Fabis-Strobin, A., Fabis, J. (2021). Bilateral hidden isokinetic quadriceps performance before and after MPFL reconstruction in pediatric patients. *J Knee Surg*, 34(8), 906–912. <https://doi.org/10.1055/s-0039-3402031>
- Mansano Pletsch, A.H., de Souza Borges, N.C., Villar, D.M., Franzini Sutilo, A.L., de Oliveira Guirro, E.C., de Paula, F.J.A., de Jesus Guirro, R.R. (2021). Does sensorimotor training influence neuromuscular responses, balance, and quality of life in diabetics without a history of diabetic distal polyneuropathy? *J Bodyw Mov Ther*, 27, 148–156. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.01.012>
- Mathur, S., Makrides, L., Hernandez, P. (2004). Test-retest reliability of isometric and isokinetic torque in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Physiother Can*, 56, 94–101.
- Matsushita, T., Araki, D., Matsumoto, T., Niikura, T., Kuroda, R. (2019). Changes in knee extensor strengths before and after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Phys Sportsmed*, 47(2), 220–226. <https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1547086>
- McCleary, R.W., Andersen, J.C. (1992). Test-retest reliability of reciprocal isokinetic knee extension and flexion peak torque measurements. *J Athl Train*, 27(4), 362–365.
- McGowan, C.J., Pyne, D.B., Thompson, K.G., Rattray, B. (2015). Warm-up strategies for sport and exercise: mechanisms and applications. *Sports Med*, 45(11), 1523–1546. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0376-x>
- Merlini, L., Dell'Accio, D., Granata, C. (1995). Reliability of dynamic strength knee muscle testing in children. *J Orthop Sports Phys Ther*, 22(2), 73–76. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.2.73>



- Meys, R., Sillen, M.J., Franssen, F.M.E., Stoffels, A.A.F., Wouters, E.F.M., van Hees, H.W.H., van den Borst, B., Klijn, P.H., Spruit, M.A., BASES-consortium. (2020). Impact of mild-to-moderate exacerbations on outcomes of neuromuscular electrical stimulation (NMES) in patients with COPD. *Respir Med*, 161, 105851. <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2019.105851>
- Milner-Brown, H., Stein, R.B., Lee, R.G. (1975). Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 38(3), 245–254. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(75\)90245-x](https://doi.org/10.1016/0013-4694(75)90245-x)
- Moffroid, M., Whipple, R., Hofkosh, J., Lowman, E., Thistle, H. (1969). A study of isokinetic exercise. *Phys Ther*, 49(7), 735–747. <https://doi.org/10.1093/ptj/49.7.735>
- Mont, M.A., Cohen, D.B., Campbell, K.R., Gravare, K., Mathur, S.K. (1994). Isokinetic concentric versus eccentric training of shoulder rotators with functional evaluation of performance enhancement in elite tennis players. *Am J Sports Med*, 22(4), 513–517. <https://doi.org/10.1177/036354659402200413>
- Moreau, N., Li, L., Damiano, D. L. (2008). A feasible and reliable muscle fatigue assessment protocol for individuals with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*, 20(1), 59–65. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31815e410c>
- Morris, A., Lussier, L., Bell, G., Dooley, J. (1983). Hamstring/quadiceps strength ratios in collegiate middle-distance and distance runners. *Phys Sportsmed*, 11(10), 71–77. <https://doi.org/10.1080/00913847.1983.11708658>
- Moura, T.G. de, Nagata, C. de A., Garcia, P.A. (2020). The influence of isokinetic peak torque and muscular power on the functional performance of active and inactive community-dwelling elderly: a cross-sectional study. *Braz J Phys Ther*, 24(3), 256–263. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.03.003>
- Müller, J., Müller, S., Stoll, J., Fröhlich, K., Baur, H., Mayer, F. (2014). Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sports Orthop Traumatol*, 30(3), 229–237. <https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2014.02.007>
- Müller, R., Büttner, P. (1994). A critical discussion of intraclass correlation coefficients. *Stat Med*, 13(23–24), 2465–2476. <https://doi.org/10.1002/sim.4780132310>
- Muñoz-Bermejo, L., Pérez-Gómez, J., Manzano, F., Collado-Mateo, D., Villafaina, S., Adsuar, J.C. (2019). Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: a systematic review and meta-analysis. *PloS One*, 14(12), e0226274. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0226274>
- Nambi, G., Abdelbasset, W.K., Alsubaie, S.F., Moawd, S.A., Verma, A., Saleh, A.K., Ataalla, N. N. (2020). Isokinetic training – its radiographic and inflammatory effects on chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Medicine*, 99(51), e23555. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000023555>
- Nelson, J.M., Walmsley, R.P., Stevenson, J.M. (1995). Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine*, 20(2), 199–204. <https://doi.org/10.1097/00007632-199501150-00013>
- Newton, M., Waddell, G. (1993). Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: review of a decade of scientific evidence. *Spine*, 18(7), 801–811. <https://doi.org/10.1097/00007632-199306000-00001>

- Ng, G.Y.F., Lam, P.C.W. (2002). A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32(8), 399–404. <https://doi.org/10.2519/jospt.2002.32.8.399>
- Nickerson, C.A.E. (1997). A note on „A Concordance Correlation Coefficient to Evaluate Reproducibility”. *Biometrics*, 53(4), 1503–1507. <https://doi.org/10.2307/2533516>
- Nishida, S., Nakamura, M., Kiyono, R., Sato, S., Yasaka, K., Yoshida, R., Nosaka, K. (2022). Relationship between Nordic hamstring strength and maximal voluntary eccentric, concentric and isometric knee flexion torque. *PloS One*, 17(2), e0264465. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0264465>
- Nordin, M., Frankel, V. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Wyd. 3. Lippincott Williams & Wilkins.
- Nugent, E., Snodgrass, S., Callister, R. (2015). The effect of velocity and familiarisation on the reproducibility of isokinetic dynamometry. *Isokinet Exerc Sci*, 23, 205–214. <https://doi.org/10.3233/IES-150582>
- O’Connor, D. (2004). Groin injuries in professional rugby league players: a prospective study. *J Sports Sci*, 22(7), 629–636. <https://doi.org/10.1080/02640410310001655804>
- Onambélé, G.L., Maganaris, C.N., Mian, O.S., Tam, E., Rejc, E., McEwan, I.M., Narici, M.V. (2008). Neuromuscular and balance responses to flywheel inertial versus weight training in older persons. *J Biomech*, 41(15), 3133–3138. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.004>
- Orri, J.C., Darden, G.F. (2008). Technical report: Reliability and validity of the iSAM 9000 isokinetic dynamometer. *J Strength Cond Res*, 22(1), 310–317. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815fa2c8>
- Osternig, L.R. (1986). Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev*, 14, 45–80.
- Özkaya, N., Leger, L., Goldsheyder, D., Nordin, M. (2018). *Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, Motion, and Deformation*. Wyd. 4. Springer.
- Ozsoy, I., Ozsoy, G., Kararti, C., Buyukturan, B., Yilmaz, F., Buyukturan, O., Erturk, A. (2021). Cognitive and motor performances in dual task in patients with chronic obstructive pulmonary disease: a comparative study. *Ir J Med Sci*, 190(2), 723–730. <https://doi.org/10.1007/s11845-020-02357-6>
- Park, J., Shin, J.-H., Lee, H., Roh, J., Park, H.-S. (2021). Alterations in intermuscular coordination underlying isokinetic exercise after a stroke and their implications on neurorehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 18(1), 110. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00900-9>
- Park H.-K., Jung, M.-K., Park, E., Lee, C.-Y., Jee, Y.-S., Eun, D., Cha, J.-Y., Yoo, J. (2018). The effect of warm-ups with stretching on the isokinetic moments of collegiate men. *J Exerc Rehabil*, 14(1), 78–82. <https://doi.org/10.12965/jer.1835210.605>
- Patterson, L.A., Spivey, W.E. (1992). Validity and Reliability of the LIDO Active Iso-kinetic System. *J Orthop Sports Phys Ther*, 15(1), 32–36. <https://doi.org/10.2519/jospt.1992.15.1.32>
- Patton, J.F., Duggan, A. (1987). An evaluation of tests of anaerobic power. *Aviat Space Environ Med*, 58(3), 237–242.

- Pérez-Piñero, S., Ávila-Gandía, V., Rubio Arias, J.A., Muñoz-Carrillo, J.C., Losada-Zafilla, P., López-Román, F.J. (2021). A 12-week randomized double-blind placebo-controlled clinical trial, evaluating the effect of supplementation with a spinach extract on skeletal muscle fitness in adults older than 50 years of age. *Nutrients*, 13(12), 4373. <https://doi.org/10.3390/nu13124373>
- Perrin, D.H. (1993). *Isokinetic Exercise and Assessment*. Champaign: Human Kinetics.
- Perrin, D.H. (1994). Open chain isokinetic assessment and exercise of the knee. *J Sport Rehabil*, 3(3), 245–254.
- Perrine, J.J., Edgerton, V.R. (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med Sci Sports*, 10(3), 159–166.
- Pierce, S.R., Lauer, R.T., Shewokis, P.A., Rubertone, J.A., Orlin, M.N. (2006). Test-retest reliability of isokinetic dynamometry for the assessment of spasticity of the knee flexors and knee extensors in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(5), 697–702. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.01.020>
- Pope, M.H., Bevins, T., Wilder, D.G., Frymoyer, J.W. (1985). The relationship between anthropometric, postural, muscular, and mobility characteristics of males ages 18–55. *Spine*, 10(7), 644–648. <https://doi.org/10.1097/00007632-198509000-00009>
- Portney, L.G., Watkins, M.P. (2017). *Statistical Measures of Validity. [W:] Foundations of Clinical Research. Applications to Practice*. Wyd. 3 (T. 1–Book, Section). New York: McGraw-Hill Education.
- Powers, S.K., Dodd, S.L., Jackson, E.M. (2013). *Total Fitness & Wellness*. Wyd. 6. Boston: Pearson.
- PWN. (b.d.). *Słownik języka polskiego*. Pobrano 6.09.2022 z: <https://sjp.pwn.pl/slowniki/pomiar.html>
- Rabelo, M., Fachin-Martins, E. (2018). Inter-rater and test/retest reliabilities of the isokinetic measurements: assessing strength and endurance of the trunk muscles in two different protocols for able-bodied and post-stroke hemiparesis. *Top Stroke Rehabil*, 25(6), 424–431. <https://doi.org/10.1080/10749357.2018.1481568>
- Radaelli, R., Taaffe, D.R., Newton, R.U., Galvão, D.A., Lopez, P. (2021). Exercise effects on muscle quality in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep*, 11(1), 21085. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-00600-3>
- Rahman, H., Anderson, C.P., Pipinos, I. I., Johanning, J.M., Casale, G.P., Dong, J., De-Spiegelaere, H., Hassan, M., Myers, S. A. (2022). Muscle forces and power are significantly reduced during walking in patients with peripheral artery disease. *J Biomech*, 135, 111024. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111024>
- Reyes-Ferrada, W., Chiroso-Rios, L., Rodriguez-Perea, A., Jerez-Mayorga, D., Chiroso-Rios, I. (2021). Isokinetic trunk strength in acute low back pain patients compared to healthy subjects: a systematic review. *Int J Environ Res Public Health*, 18(5), 2576. <https://doi.org/10.3390/ijerph18052576>
- Reynaud, V., Morel, C., Givron, P., Clavelou, P., Cornut-Chauvinc, C., Pereira, B., Taithe, F., Coudeyre, E. (2019). Walking speed is correlated with the isokinetic muscular strength of the knee in patients with Charcot-Marie-Tooth type 1A. *Am J Phys Med Rehabil*, 98(5), 422–425. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000001084>



- Rice, P.E., Nishikawa, K., Zwetsloot, K.A., Bruce, A.S., Guthrie, C.D., Nimphius, S. (2021). Stretch-shortening cycle performance and muscle-tendon properties in dancers and runners. *J Appl Biomech*, 37(6), 547–555. <https://doi.org/10.1123/jab.2021-0094>
- Robinson, J.D., Hannon, J., Goto, S., Singleton, S.B., Garrison, J.C. (2022). Adolescent athletes demonstrate inferior objective profiles at the time of return to sport after ACLR compared with healthy controls. *Orthop J Sports Med*, 10(1). <https://doi.org/10.1177/23259671211063576>
- Roth, R., Donath, L., Kurz, E., Zahner, L., Faude, O. (2017). Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Phys Ther Sport*, 24, 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.11.005>
- Ruas, C.V., Minozzo, F., Pinto, M.D., Brown, L., Pinto, R.S. (2015). Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. *J Strength Cond Res*, 29(5), 1220–1226. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000766>
- Saccol, M.F., Gracitelli, G.C., da Silva, R.T., Laurino, C.F.d.S., Fleury, A.M., Andrade, M.d.S., da Silva, A.C. (2010). Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Phys Ther Sport*, 11(1), 8–11. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2009.11.002>
- Santos, A.N., Pavão, S.L., Avila, M.A., Salvini, T.F., Rocha, N.A.C.F. (2013). Reliability of isokinetic evaluation in passive mode for knee flexors and extensors in healthy children. *Braz J Phys Ther*, 17(2), 112–120. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000074>
- Sapega, A.A. (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg Am*, 72(10), 1562–1574.
- Schaafsma, F.G., Whelan, K., van der Beek, A.J., van der Es-Lambeek, L.C., Ojajärvi, A., Verbeek, J.H. (2013). Physical conditioning as part of a return to work strategy to reduce sickness absence for workers with back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, 8, CD001822. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD001822.pub3>
- Schiefer, M., Cossich, V., Siqueira, G., Monteiro, M.T., Nery, L.F., Motta, G. (2020). Intra-articular arthroscopic biceps tenodesis with interference screw: clinical and isokinetic evaluation. *JSES Int*, 4(3), 632–637. <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2020.03.012>
- Schlinkman, B. (1984). Norms for high school football players derived from cybex data reduction computer. *J Orthop Sports Phys Ther*, 5(5), 243–245. <https://doi.org/10.2519/jospt.1984.5.5.243>
- Scoville, C.R., Arciero, R.A., Taylor, D.C., Stoneman, P.D. (1997). End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: a new perspective in shoulder strength assessment. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25(3), 203–207. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.3.203>
- Scoz, R.D., Burigo, R.L., Ferreira, I.C., Hespanhol, L., Silveira Ramos, A.P., Schlosser, A., Mendes, J.J.B., Alves Ferreira, L.M., Amorim, C.F. (2022). Strength level of professional elite soccer players after the COVID-19 lockdown period: a retrospective double-arm cohort study. *J Sports Med*, 8242210. <https://doi.org/10.1155/2022/8242210>

- Scudder, G.N. (1980). Torque curves produced at the knee during isometric and isokinetic exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, 61(2), 68–73.
- Sengoku, T., Nakase, J., Morita, Y., Asai, K., Yoshimizu, R., Kimura, M., Sakurai, G., Yoshida, S., Yahata, T., Tsuchiya, H. (2022). Anterior cruciate ligament reconstruction with ultrasound-guided femoral nerve block does not adversely affect knee extensor strength beyond that seen with intravenous patient-controlled analgesia at 3 and 6 months postoperatively. *Knee*, 34, 252–258. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2022.01.006>
- Seynnes, O., Hue, O., Ledrole, D., Bernard, P.L. (2002). Adapted physical activity in old age: effects of a low-intensity training program on isokinetic power and fatigability. *Aging Clin Exp Res*, 14(6), 491–498. <https://doi.org/10.1007/BF03327350>
- Shrout, P.E., Fleiss, J.L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*, 86(2), 420–428. <https://doi.org/10.1037//0033-2909.86.2.420>
- Siebert, T., Till, O., Stutzig, N., Günther, M., Blickhan, R. (2014). Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading. *J Biomech*, 47(8), 1822–1828. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.029>
- Sin, M., Kim, W.-S., Cho, K., Cho, S., Paik, N.-J. (2018). Improving the test-retest and inter-rater reliability for stretch reflex measurements using an isokinetic device in stroke patients with mild to moderate elbow spasticity. *J Electromyogr Kinesiol*, 39, 120–127. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.012>
- Smidt, G.L., Amundsen, L.R., Dostal, W.F. (1980). Muscle strength at the trunk. *J OrthopSportsPhysTher*, 1(3), 165–170. <https://doi.org/10.2519/jospt.1980.1.3.165>
- Smith, L.O. (2006). Alpine climbing: Injuries and illness. *Phys Med Rehabil Clin North Am*, 17(3), 633–644. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2006.05.003>
- Sole, G., Hamrén, J., Milosavljevic, S., Nicholson, H., Sullivan, S.J. (2007). Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil*, 88(5), 626–631. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.02.006>
- Stanisz, A. (2006). Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny. Tom 1: Statystyki podstawowe. Wyd. 3. Kraków: StatSoft.
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J.K., Fejer, R., Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R*, 3(5), 472–479. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>
- Stefańska, M., Skrzek, A., Anwajler, J., Malicka, I., Zawadzka, D., Dziubek-Rogowska, W. (2008). Czynność mięśni tułowia u dziewcząt z bocznym idiopatycznym skrzywieniem kręgosłupa I°. *Acta Bio-Opt Inform Med Inż Biomed*, 14(2), 228–232.
- Stefańska, M., Zawadzka, D. (2009). Force-velocity parameters of knee flexors and extensors in 10–12-year-old children with spinal and knee diseases. *Hum Mov*, 10, 144–148. <https://doi.org/10.2478/V10038-009-0009-Z>
- Stefańska, M., Zawadzka, D., Liwosz, A. (2004). Ocena siły mięśni kończyn dolnych u dzieci z koślawością stawów kolanowych badania pilotażowe. *Fizjoterapia*, 12(3), 5–10.
- Stępniewski, A. (2010). Analiza strukturalna, geometryczna i statyczna mechanizmu stawu kolanowego. *Acta Mech Automat*, 4(1), 80–85.

- Stickley, C.D., Hetzler, R.K., Freemyer, B.G., Kimura, I.F. (2008). Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train*, 43(6), 571–577. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.6.571>
- Stokes I.A.F., Gardner-Morse M. (1999). Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J Biomech*, 32(3), 311–316. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00164-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00164-x)
- Stout, J.R., Smith-Ryan, A.E., Fukuda, D.H., Kendall, K.L., Moon, J.R., Hoffman, J.R., Wilson, J. M., Oliver, J.S., Mustad, V.A. (2013). Effect of calcium  $\beta$ -hydroxy- $\beta$ -methylbutyrate (CaHMB) with and without resistance training in men and women 65+ yrs: a randomized, double-blind pilot trial. *Exp Gerontol*, 48(11), 1303–1310. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2013.08.007>
- Symons, T.B., Vandervoort, A.A., Rice, C.L., Overend, T.J., Marsh, G.D. (2005). Reliability of a single-session isokinetic and isometric strength measurement protocol in older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 60(1), 114–119. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.1.114>
- Śliwowski, R., Marynowicz, J., Jadczyk, Ł., Grygorowicz, M., Kalinowski, P., Paillard, T. (2021). The relationships between knee extensors/ flexors strength and balance control in elite male soccer players. *PeerJ*, 9, e12461. <https://doi.org/10.7717/peerj.12461>
- Tam, N., Santos-Concejero, J., Coetzee, D.R., Noakes, T.D., Tucker, R. (2017). Muscle co-activation and its influence on running performance and risk of injury in elite Kenyan runners. *J Sports Sci*, 35(2), 175–181. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1159717>
- Tamilio, R.A., Clarke, N.D., Duncan, M.J., Morris, R., Grgic, J., Tallis, J. (2021). Can  $3 \text{ mg} \cdot \text{kg}^{-1}$  of caffeine be used as an effective nutritional supplement to enhance the effects of resistance training in rugby union players? *Nutrients*, 13(10), 3367. <https://doi.org/10.3390/nu13103367>
- Tanaka, N.I., Komuro, T., Tsunoda, N., Aoyama, T., Okada, M., Kanehisa, H. (2013). Trunk muscularity in throwers. *Int J Sports Med*, 34(1), 56–61. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1316316>
- Tapking, C., Armenta, A. M., Popp, D., Herndon, D.N., Branski, L.K., Lee, J.O., Suman, O.E. (2019). Relationship between lean body mass and isokinetic peak torque of knee extensors and flexors in severely burned children. *Burns*, 45(1), 114–119. <https://doi.org/10.1016/j.burns.2018.09.007>
- Targosiński, P., Zembaty, A., Dąbrowski, T. (1992). Próba oceny siły mięśni wybranych grup dynamicznych kończyn górnych u mężczyzn w odniesieniu do masy ciała. *Post Rehabil*, 4, 65–71.
- Taveira, H.V., de Lira, C.A.B., Andrade, M.S., Viana, R.B., Tanaka, H., Hill, L., Nikolaidis, P.T., Knechtle, B., Rosemann, T., Vancini, R.L. (2021). Isokinetic muscle strength and postural sway of recreationally active older adults vs. master road runners. *Front Physiol*, 12, 623150. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.623150>
- Thorstensson, A., Grimby, G., Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, 40(1), 12–16. <https://doi.org/10.1152/jappl.1976.40.1.12>
- Timm, K.E., Gennrich, P., Burns, R.W., Fyke, D. (1992). The mechanical and physiological performance reliability of selected isokinetic dynamometers. *Isokinet Exerc Sci*, 2(4), 182–190. <https://doi.org/10.3233/IES-1992-2406>

- Törpel, A., Becker, T., Thiers, A., Hamacher, D., Schega, L. (2017). Intersession reliability of isokinetic strength testing in knee and elbow extension and flexion using the BTE PrimusRS. *J Sport Rehabil*, 26(4). <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0209>
- Trzaskoma, Z., Trzaskoma, L., Krzesicka, A. (2013). Wykorzystanie ćwiczeń ukierunkowanych na zwiększenie siły mięśniowej w usprawnianiu starszych osób. *Post Rehabil*, 1, 49–61. <https://doi.org/10.2478/rehab-2014-0006>
- Tsai, L.-C., Jeanfreau, C.M., Hamblin, K.A., Popovich, J.M. Jr, Lyle, M.A., Cottmeyer, D.F., Warren, G.L. (2022). Time, graft, sex, geographic location, and isokinetic speed influence the degree of quadriceps weakness after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 30(10), 3367–3376. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-06906-7>
- Vale-Lira, A., Turri-Silva, N., Verboven, K., Durigan, J.L.Q., de Lima, A.C.G.B., Bottaro, M., Chiappa, G.R., Hansen, D., Cipriano, G. Jr (2022). Muscle-skeletal abnormalities and muscle oxygenation during isokinetic strength exercise in heart failure with preserved ejection fraction phenotype: a cross-sectional study. *Int J Environ Res Public Health*, 19(2), 709. <https://doi.org/10.3390/ijerph19020709>
- van Cingel, R.E.H., Kleinrensink, G., Uitterlinden, E.J., Rooijens, P.P.G.M., Mulder, P.G.H., Aufdemkampe, G., Stoeckart, R. (2006). Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(2), 72–79. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.36.2.72>
- van den Berg-Emons, R.J., van Baak, M.A., de Barbanson, D.C., Speth, L., Saris, W.H. (1996). Reliability of tests to determine peak aerobic power, anaerobic power and isokinetic muscle strength in children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 38(12), 1117–1125. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1996.tb15075.x>
- van Eetvelde, B.L.M., Lapauw, B., Proot, P., Vanden Wyngaert, K., Helleputte, S., Staute-mas, J., Cambier, D.C., Calders, P. (2021). The impact of diabetic neuropathy on the distal versus proximal comparison of weakness in lower and upper limb muscles of patients with type 2 diabetes mellitus: a cross-sectional study. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 21(4), 464–474.
- van Tittelboom, V., Alemdaroglu-Gürbüz, I., Hanssen, B., Heyrman, L., Feys, H., Desloovere, K., Calders, P., van den Broeck, C. (2022). Reliability of isokinetic strength assessments of knee and hip using the biodex system 4 dynamometer and associations with functional strength in healthy children. *Front Sports Act Living*, 4, 817216. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.817216>
- Verbrugghe, J., Agten, A., Eijnde, B.O., Vandenabeele, F., De Baets, L., Huybrechts, X., Timmermans, A. (2019). Reliability and agreement of isometric functional trunk and isolated lumbar strength assessment in healthy persons and persons with chronic nonspecific low back pain. *Phys Ther Sport*, 38, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.03.009>
- Vieira, A., Alex, S., Martorelli, A., Brown, L., Moreira, R., Bottaro, M. (2017). Lower-extremity isokinetic strength ratios of elite springboard and platform diving athletes. *Phys Sportsmed*, 45(2), 87–91. <https://doi.org/10.1080/00913847.2017.1302310>

- Villacieros, J., Pérez-Tejero, J., Garrido, G., Grams, L., López-Illescas, Á., Ferro, A. (2020). Relationship between sprint velocity and peak moment at shoulder and elbow in elite wheelchair basketball players. *Int J Environ Res Public Health*, 17(19), 6989. <https://doi.org/10.3390/ijerph17196989>
- Voisin, P., Weissland, T., Vanvelcenaher, J. (1998). Tests du rachis. [W:] M. Pocholle, P. Codine (red.), *Isocinétisme et médecine sportive* (s. 77–91), Masson.
- Walker, J., Nicholson, G., Hanley, B. (2021). Morphological and mechanical properties of lower limbs in competitive racewalkers: associations with performance. *J Biomech*, 129, 110802. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110802>
- Wdowski, M.M., Rosicka, K., Hill, M.W. (2023). Influence of lower-limb muscular and tendon mechanical properties and strength on countermovement jump performance. *J Sports Med Phys Fitness*, 63(1), 16–22. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.22.13567-X>
- Wilkie, D. (1974). *Mięsień*. Warszawa: PZWL.
- Willardson, J.M. (2007). Core stability training: applications to sports conditioning programs. *J Strength Cond Res*, 21(3), 979–985. <https://doi.org/10.1519/R-20255.1>
- Wit, A. (1999). *Postawa i ruchy ciała – Biomechanika*. [W:] W. Traczyk (red.) *Diagnostyka czynnościowa człowieka. Fizjologia stosowana* (s. 53–62). Warszawa: PZWL.
- Wrigley, T., Strauss, G. (2000). Strength assessment by isokinetic dynamometry. [W:] C.J. Gore (red.) *Physiological Tests for Elite Athletes* (s. 155–199). Champaign: Human Kinetics.
- Xu G, Huo C, Yin J, Li W, Xie H, Li X, Li Z Wang Y, Wang D. (2022). Effective brain network analysis in unilateral and bilateral upper limb exercise training in subjects with stroke. *Med Phys*, 49(5), 3333–3346. <https://doi.org/10.1002/mp.15570>
- Yahia, A., Jribi, S., Ghroubi, S., Elleuch, M., Baklouti, S., Habib Elleuch, M. (2011). Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Joint Bone Spine*, 78(3), 291–297. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2010.09.008>
- Yang, S., Chen, C., Du, S., Tang, Y., Li, K., Yu, X., Tan, J., Zhang, C., Rong, Z., Xu, J., Wu, W., Luo, F. (2020). Assessment of isokinetic trunk muscle strength and its association with health-related quality of life in patients with degenerative spinal deformity. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21(1), 827. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03844-8>
- Yates, J.W., Kamon, E. (1983). A comparison of peak and constant angle torque-velocity curves in fast and slow-twitch populations. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 51(1), 67–74. <https://doi.org/10.1007/BF00952539>
- Yeung, S.S., Suen, A.M.Y., Yeung, E.W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *Br J Sports Med*, 43(8), 589–594. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.056283>
- Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M.Z., Hazneci, B., Kalyon, T.A. (2006). Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports*, 16(3), 174–180. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00471.x>
- Zanca, G.G., Oliveira, A.B., Saccol, M.F., Ejnisman, B., Mattiello-Rosa, S.M. (2011). Functional torque ratios and torque curve analysis of shoulder rotations in over-

- head athletes with and without impingement symptoms. *J Sports Sci*, 29(15), 1603–1611. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.608702>
- Zanotto, T., Gobbo, S., Bullo, V., Vendramin, B., Roma, E., Duregon, F., Bocalini, D.S., Di Blasio, A., Cugusi, L., Furian, L., Di Bella, C., Neunhaeuserer, D., Battista, F., Bergamin, M., Ermolao, A. (2020). Postural balance, muscle strength, and history of falls in end-stage renal disease patients living with a kidney transplant: a cross-sectional study. *Gait Posture*, 76, 358–363. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.031>
- Zazulak, B., Cholewicki, J., Reeves, N.P. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *J Am Acad Orthop Surg*, 16(9), 497–505.
- Zhang, W., Zhao, Z., Sun, X., Tian, X. (2021). Prevalence of metabolic syndrome according to absolute and relative values of muscle strength in middle-aged and elderly women. *Int J Environ Res Public Health*, 18(17), 9073. <https://doi.org/10.3390/ijerph18179073>
- Zouita Ben Moussa, A., Zouita, S., Ben Salah, F., Behm, D., Chaouachi, A. (2020). Isokinetic trunk strength, validity, reliability, normative data and relation to physical performance and low back pain: a review of the literature. *Int J Sports Phys Ther*, 15(1), 160–174.
- Zvijac, J.E., Toriscelli, T.A., Merrick, W.S., Papp, D.F., Kiebzak, G.M. (2014). Isokinetic concentric quadriceps and hamstring normative data for elite collegiate American football players participating in the NFL Scouting Combine. *J Strength Cond Res*, 28(4), 875–883. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a20f19>
- Żołądź, A. (2003). Co warunkuje siłę, moc i wytrzymałość mięśni szkieletowych człowieka? [W:] *Metody statystyki i data mining w badaniach naukowych* (s. 23–27). StatSoft Polska.



## WYKAZ RYCIN I TABEL

### RYCINY

1. Praca mięśni w warunkach izotonicznych i izokinetycznych.....	8
2. Zależność między prędkością kątową ruchu a kątem obrotu w stawie podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych .....	9
3. Prędkość ruchu podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych .....	10
4. Zależność między momentem siły mięśniowej a kątem obrotu w stawie podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych .....	11
5. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas ruchu prostowania stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od zadanej prędkości ruchu (badania własne) .....	11
6. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas ruchu prostowania stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych ( $\omega = 60^\circ/s$ ) w zależności od stopnia wytrenowania badanych (badania własne).....	12
7. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas pracy mięśni stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od stanu układu ruchu (protokół wyników badań własnych, Biodex System) .....	13
8. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas pracy mięśni w warunkach izokinetycznych w zależności od badanej grupy mięśni (badania własne).....	14
9. Charakterystyka pracy mięśni w warunkach izokinetycznych.....	15
10. Zależność siły mięśni od prędkości skracania się włókien mięśniowych (krzywa Hilla) .....	15
11. Zależności momentów sił mięśni prostujących staw kolanowy od prędkości ruchu (badania własne) .....	16
12. Przykład surowych danych uzyskanych podczas testów izokinetycznych mięśni prostujących i zginających staw kolanowy lewy wykonywanych z prędkości ruchu $60^\circ/s$ (badania własne, Biodex System).....	17
13. Przykład raportu powstałego podczas testu mięśni prostujących i zginających staw kolanowy prawy i lewy wykonywanego z prędkością ruchu $60^\circ/s$ (badania własne, Biodex System) .....	18
14. Wartości szczytowego momentu siły mięśni zginających i prostujących staw kolanowy uzyskane z przebiegów czasowych momentów sił mięśniowych rejestrowanych w warunkach izokinetycznych ( $60^\circ/s$ ) (badania własne, Biodex System) .....	19
15. Zależności momentów sił mięśni zginających staw kolanowy od czasu i kąta w stawie uzyskane w warunkach izokinetycznych przy prędkości ruchu $60^\circ/s$ (badania własne) .....	20
16. Praca całkowita wykonana podczas pojedynczego ruchu prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym w ruchu z prędkością $60^\circ/s$ (badania własne) .....	21
17. Zestaw izokinetyczny Biodex System w Pracowni Badań Czynnościowych Wydziału Fizjoterapii AWF we Wrocławiu .....	36

### TABELE

1. Charakterystyka grup badanych .....	35
2. Schemat badań .....	39
3. Istotności statystyczne różnic między wartościami wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających staw kolanowy u kobiet i mężczyzn .....	42
4. Wartości szczytowego momentów sił mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach .....	43

5. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	45
6. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	46
7. Istotności statystyczne różnic między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	47
8. Wartości pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	49
9. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	50
10. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	51
11. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	52
12. Wartości pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	54
13. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	55
14. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	56
15. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	57
16. Wartości średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach .....	59
17. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	60
18. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	61
19. Istotności statystyczne różnic między wartościami średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya .....	62
20. Wartości czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach .....	64
21. Wartości współczynnika zgodności W Kendalla wyliczone między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	65



22. Wartości współczynnika zgodności W Kendalla wyliczone między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	65
23. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Dunn-Bonferroniego.....	66
24. Istotności statystyczne różnic między wartościami wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających tułów u kobiet i mężczyzn.....	67
25. Wartości szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	69
26. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	70
27. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	71
28. Istotności statystyczne różnic między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	72
29. Wartości pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	74
30. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	75
31. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	76
32. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	77
33. Wartości pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	79
34. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	80
35. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	81
36. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	82
37. Wartości średniej mocy mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn z kolejnych pomiarach.....	83
38. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	85

39. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	86
40. Istotności statystyczne różnic między wartościami średniej mocy mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya .....	87
41. Wartości czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących i zginających tułów uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	89
42. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach .....	90
43. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach .....	91
44. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni prostujących i zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	92
45. Istotności statystyczne różnic między wartościami wybranych cech fizycznych mięśni prostujących i zginających staw łokciowy u kobiet i mężczyzn.....	93
46. Wartości szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach .....	95
47. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	96
48. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami szczytowego momentu siły mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	97
49. Istotności statystyczne różnic między wartościami szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	98
50. Wartości pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	100
51. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach .....	101
52. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	102
53. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	103
54. Wartości pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach .....	104
55. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach .....	106

---

56. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami pracy całkowitej mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	107
57. Istotności statystyczne różnic między wartościami pracy całkowitej mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	108
58. Wartości średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno przez kobiety i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	109
59. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	111
60. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami średniej mocy mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	112
61. Istotności statystyczne między wartościami średniej mocy mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	113
62. Wartości czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskane przez wszystkich uczestników badań łącznie oraz osobno w grupie kobiet i mężczyzn w kolejnych pomiarach.....	114
63. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	116
64. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....	117
65. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Tukeya.....	118

## SUMMARY

### Isokinetic measurements of physical characteristics of selected muscle groups: multiple tests consistency identification

Isokinetic measurements are generally considered reproducible, safe, and reliable. Isokinetic dynamometry is widely used to assess the musculoskeletal system condition, as well as to diagnose changes that result from training or therapy and the progression or regression of the musculoskeletal function. The aim of the presented study was to evaluate the level of reproducibility of fourfold measurements carried out in isokinetic conditions depending on the number of measurements, the tested muscle group, the applied movement velocity, the study group, and the analysed variable.

The study involved 108 healthy second-year students of the Faculty of Physiotherapy, Wrocław University of Health and Sport Sciences, aged 19–23 years, not participating in any sports. The subjects were randomly assigned to three groups. All individuals were assessed for selected physical characteristics of selected muscle groups during concentric work under isokinetic conditions. In group 1, the measurements concerned knee flexor and extensor muscles of the dominant lower limb; in group 2, lumbar flexor and extensor muscles were analysed; in group 3, elbow joint flexors and extensors of the dominant upper limb were investigated. The measurements were performed four times and included movement at the speeds of 60°/s, 120°/s, 180°/s, and 240°/s. The first test took place on the first day after the participant's assignment to the study group. The second test was carried out 15 minutes after test 1. The third test was accomplished 7 days after tests 1 and 2. The fourth test was performed 4 weeks after test 3. The results were analysed jointly for all participants within each group and separately for men and women.

On the basis of the test results, the measurement consistency calculated for all respondents together depending on the muscle group, the assessed variable, and the movement velocity can be recognized as high or excellent. In turn, the consistency estimated separately in the groups of women and men ranged from low to high. In addition, most comparisons revealed a higher agreement of measurement 2 with measurements 3 and 4 than of measurement 1 with measurements 3 and 4. The low values of the lower confidence interval bound calculated for the intraclass correlation coefficient, observed mainly with high movement speeds, indicate a significant variability of reproducibility within the particular studied groups. The considerable variability prompts careful interpretation of results during individual clinical and training-related analyses so that the demonstrated changes in strength and speed parameters actually reflect the therapeutic or training impact or disease progression or regression rather than low reproducibility of measurements.