

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

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 2956-5065

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  
<https://awf.wroc.pl>

*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

## SPIS TREŚCI

|                                                                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| WYKAZ SKRÓTÓW I SYMBOLI .....                                                                                                                   | 5  |
| 1. WPROWADZENIE .....                                                                                                                           | 7  |
| 1.1. Praca mięśni .....                                                                                                                         | 7  |
| 1.2. Badanie ruchu w warunkach izokinetycznych .....                                                                                            | 9  |
| 1.3. Zmienne i ich interpretacja .....                                                                                                          | 17 |
| 1.4. Ogólna charakterystyka protokołów pomiarowych .....                                                                                        | 27 |
| 1.5. Ćwiczenia (trening) w warunkach izokinetycznych .....                                                                                      | 28 |
| 1.6. Zastosowanie ruchu w warunkach izokinetycznych w fizjoterapii i sporcie .....                                                              | 31 |
| 1.7. Cel badań .....                                                                                                                            | 32 |
| 1.8. Pytania badawcze .....                                                                                                                     | 33 |
| 2. MATERIAŁ I METODA .....                                                                                                                      | 34 |
| 2.1. Materiał badany .....                                                                                                                      | 34 |
| 2.2. Metoda badawcza .....                                                                                                                      | 34 |
| 2.3. Analiza statystyczna .....                                                                                                                 | 39 |
| 3. WYNIKI.....                                                                                                                                  | 41 |
| 3.1. Pomiarы cech fizycznych mięśni prostujących i zginających kończynę dolną<br>w stawie kolanowym .....                                       | 41 |
| 3.1.1. Szczytowy moment siły mięśniowej .....                                                                                                   | 41 |
| 3.1.1.1. Analiza zależności między wartościami szczytowego<br>momentu siły mięśniowej rejestrowanymi w kolejnych<br>pomiarach .....             | 41 |
| 3.1.2. Praca maksymalna .....                                                                                                                   | 48 |
| 3.1.2.1. Analiza zależności między wartościami pracy maksymalnej<br>wykonanej w pojedynczym ruchu rejestrowanymi w kolejnych<br>pomiarach ..... | 48 |
| 3.1.3. Praca całkowita .....                                                                                                                    | 53 |
| 3.1.3.1. Analiza zależności między wartościami pracy całkowitej<br>wykonanej przez mięśnie w kolejnych pomiarach .....                          | 53 |
| 3.1.4. Średnia moc .....                                                                                                                        | 58 |
| 3.1.4.1. Analiza zależności między wartościami średniej mocy<br>rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....                                      | 58 |
| 3.1.5. Czas przyspieszania ruchu .....                                                                                                          | 63 |
| 3.1.5.1. Analiza zależności między wartościami czasu przyspieszania<br>ruchu rejestrowanymi w kolejnych pomiarach .....                         | 63 |
| 3.2. Pomiarы cech fizycznych mięśni prostujących i zginających tułów .....                                                                      | 66 |
| 3.2.1. Szczytowy moment siły mięśniowej .....                                                                                                   | 68 |
| 3.2.1.1. Analiza zależności między wartościami szczytowego<br>momentu siły mięśniowej rejestrowanymi w kolejnych<br>pomiarach .....             | 68 |
| 3.2.2. Praca maksymalna .....                                                                                                                   | 73 |
| 3.2.2.1. Analiza zależności między wartościami pracy maksymalnej<br>wykonanej w pojedynczym ruchu rejestrowanymi w kolejnych<br>pomiarach ..... | 73 |

|                                                                                                                                           |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 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 prostujących i zginających 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 .....                                                                                                                  | 105 |
| 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 prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym .....                                          | 126 |
| 5.2. Zgodność pomiarów mięśni prostujących i zginających tułów .....                                                                      | 134 |
| 5.3. Zgodność pomiarów mięśni prostujących i zginających 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<br>(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                                                             |

|                             |                                                                                            |
|-----------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------|
| $\text{time}_{\text{Mmax}}$ | – czas uzyskania szczytowego momentu siły mięśniowej<br>(ang. <i>time to peak torque</i> ) |
| $W$                         | – wat (jednostka mocy)                                                                     |
| $W_{1/3}$                   | – praca wykonana w pierwszej jednej trzeciej pomiaru<br>(ang. <i>work first third</i> )    |
| $W_{3/3}$                   | – praca wykonana w ostatniej jednej trzeciej pomiaru<br>(ang. <i>work last third</i> )     |
| $W_f$                       | – zmęczenie pracą                                                                          |
| $W_{\text{max}}$            | – praca maksymalna (ang. <i>maximum total work in repetition</i> )                         |
| $W_{\text{total}}$          | – 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 kątowa                                                                          |

## 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 auksotonicznego (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. Pomiar 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. Pomiar 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<br>IZOTONICZNE                             | WARUNKI<br>IZOKINETYCZNE                 |
|-------------|----------------------------------------------------|------------------------------------------|
| stała       | ciężar zewnętrzny [kg]                             | prędkość kątowa ruchu<br>[°/s lub rad/s] |
| zmienna     | prędkość ruchu [°/s lub rad/s]<br>kąt w stawie [°] | moment siły [Nm]<br>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 koncepcję 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 prędkości zadanej. Warunki izokinetyczne pracy są zapewnione jedynie wtedy, gdy podczas każdej czynności ruchowej obowiązuje imperatyw



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

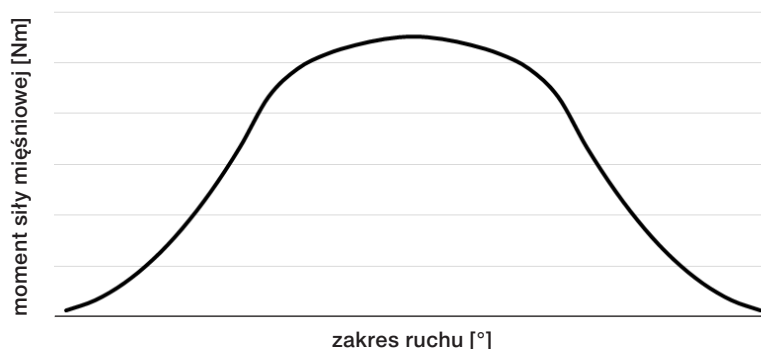
wyzwalania jak największej siły w jak najkrótszym czasie. Oznacza to, że każdy ruch powinien być wykonywany z jak największą prędkością, a ponieważ blokowane są prędkości większe od zadanej, niemal cała czynność odbywa się z prędkością oczekiwaną.

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 (ang. *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 (ang. *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

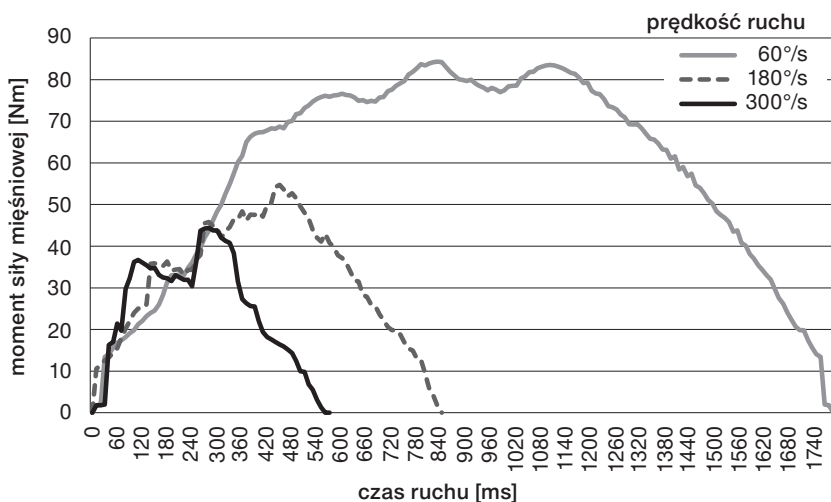
W izokinetycznych warunkach ruchu odbywającego się ze stałą zadaną prędkością analizowana zależność przybiera postać relacji między sumą momentów sił generowanych przez mięśnie a kątem obrotu w stawie. Przy spełnionym założeniu, że każdy ruch jest wykonywana z maksymalnym zaangażowaniem siłowym mięśni (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).

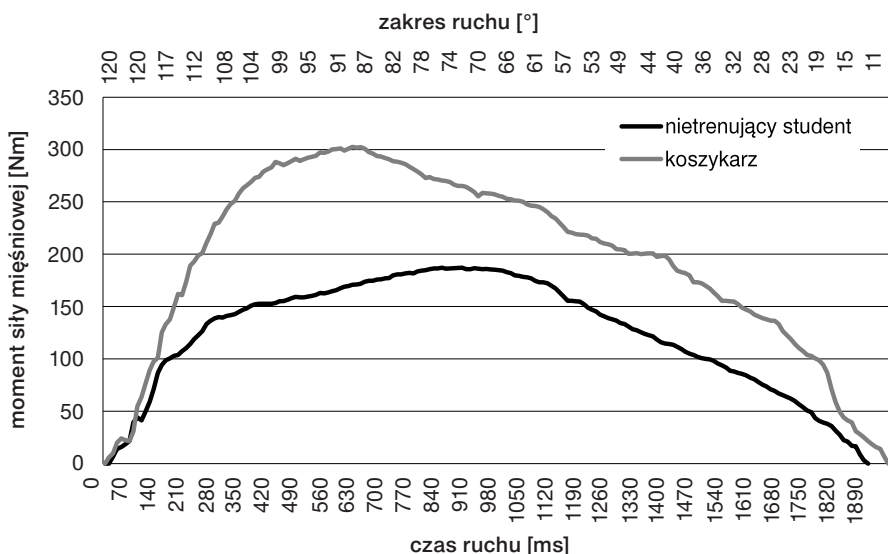
Tempo przyrostu i spadku wartości momentów sił mięśniowych w czasie (wraz ze zmianą kąta w stawie), a także uzyskiwanych wartości maksymalnych są zależne od wielu czynników. W warunkach izokinetycznych dominujący wpływ na przebieg zależności  $Mm(\alpha)$  ma prędkość ruchu powiązana ze stopniem obciążenia 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



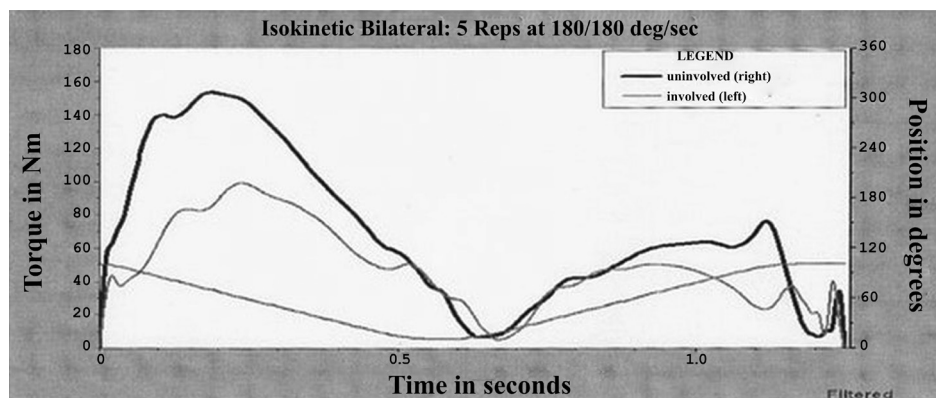
Rycina 5. Zmiany momentów sił mięśniowych w czasie podczas ruchu prostowania stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od zadanej prędkości ruchu (badania własne)

prostowania stawu kolanowego rejestrowane przy użyciu dynamometru izokinetycznego w ruchu z prędkością  $60^\circ/\text{s}$ ,  $180^\circ/\text{s}$  i  $300^\circ/\text{s}$ . Najwyższe wartości szczytowego momentu siły zaobserwowano przy prędkości ruchu  $60^\circ/\text{s}$ , 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 kolanowy dominującej kończyny dolnej, prowadzonym w warunkach izokinetycznych zadaną prędkością ruchu  $60^\circ/\text{s}$ , 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

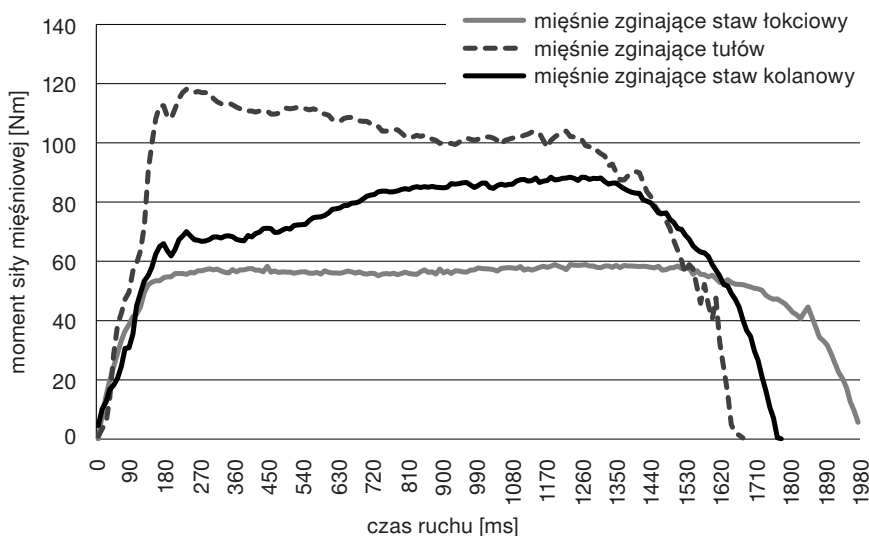
- 20%–60% – osłabienie umiarkowane,
- > 60% osłabienie ciężkie (Dvir, 2004).

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 niefizjologiczny.

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



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

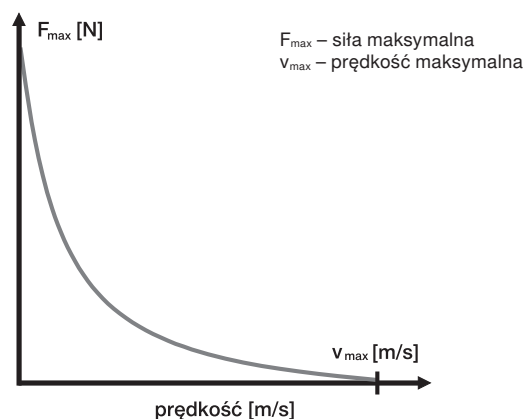
Na potrzeby testów przyjmuje się, że im większa jest prędkość ruchu, tym mniejsze jest obciążenie mięśni i tym łatwiej wykonać ruch, ale mięśnie wykazują mniejszą zdolność do generowania siły. Z kolei im mniejsza jest prędkość ruchu, tym większe obciążenie mięśni, a co za tym idzie – trudniej wykonać 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<br>CECHA                                   | PRĘDKOŚĆ RUCHU [°/s] |                         |                  |
|--------------------------------------------------------|----------------------|-------------------------|------------------|
|                                                        | 1–180                | 180–300                 | > 300            |
| obciążenie                                             | duże                 | średnie                 | małe             |
| wartość momentu<br>siły mięśniowej                     | duże                 | średnie                 | małe             |
| męczliwość mięśni                                      | duża                 | średnia                 | mała             |
| przeznaczenie:<br>charakterystyki/<br>aktywność mięśni | siłowa               | siłowo-wytrzymałościowa | wytrzymałościowa |

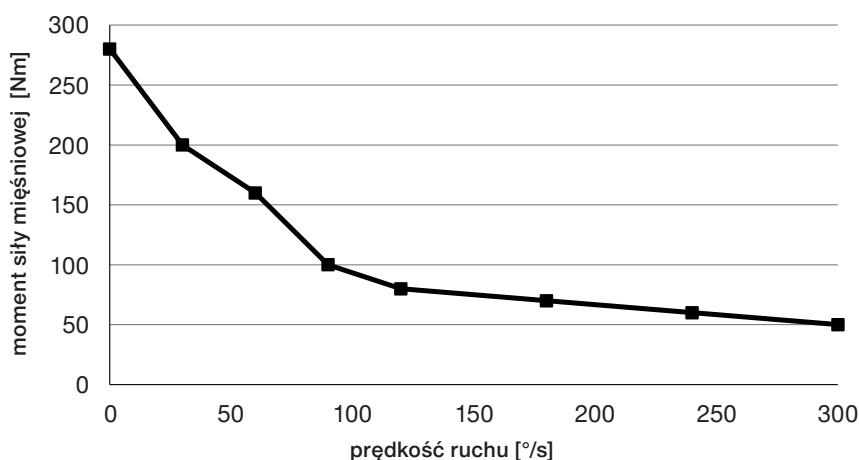
Rycina 9. Charakterystyka pracy mięśni w warunkach izokinetycznych



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 izo-



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

kinetycznej oceny zależności  $Mm(\omega)$  (Perrine i Edgerton, 1978) lub możliwej 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)

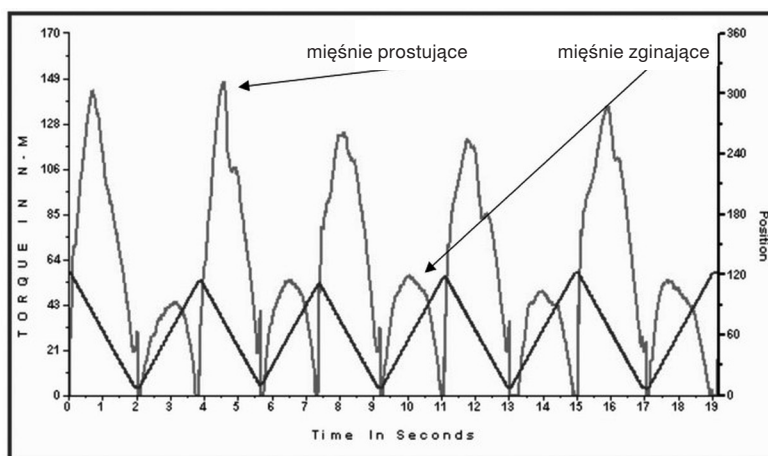
|                    |       | EXTENSION<br>60 DEG/SEC |          |         | FLEXION<br>60 DEG/SEC |          |         |
|--------------------|-------|-------------------------|----------|---------|-----------------------|----------|---------|
| # OF REPS: Right 5 |       | UNINVOLVED              | 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 kolanowy 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 prostujących i zginających 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.

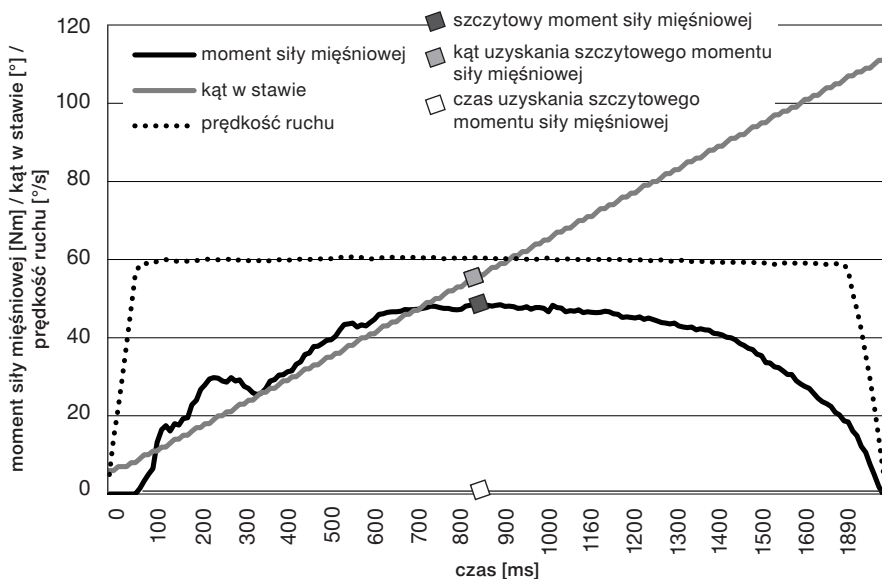
### Czas uzyskania szczytowego momentu siły mięśniowej

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 przyspieszania i opóźniania 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 ( $\alpha_{Mmax}$  [°], *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 osiągany (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;

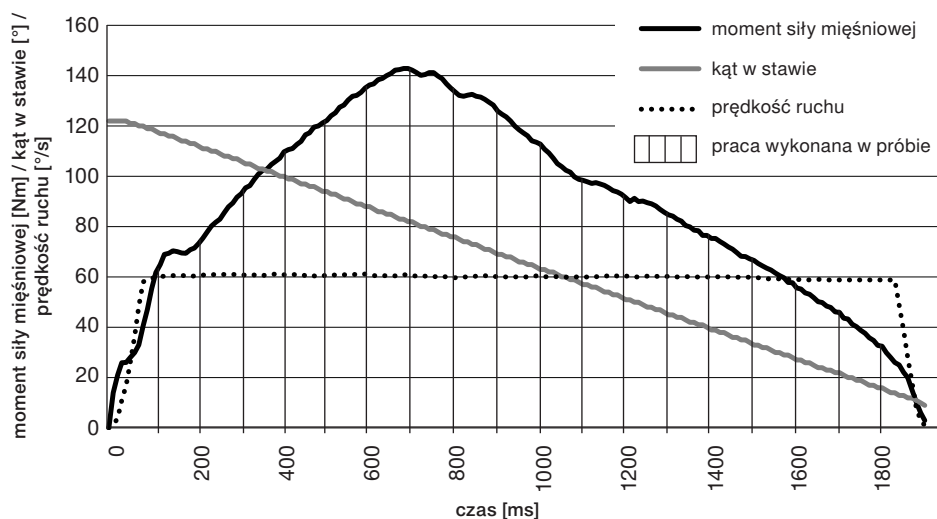


Rycina 15. Zależności momentów sił mięśni zginających staw kolanowy od czasu i kąta w stawie uzyskane w warunkach izokinetycznych przy prędkości ruchu 60°/s (badania własne)

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 osiągania 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 podanych 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 przyspieszania i opóźniania ruchu

Czas przyspieszania 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 przyspieszania 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 otrzymywane 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 (Kannus, 1994; Yeung i wsp., 2009).

Stosunek szczytowych momentów sił mięśni prostujących i zginających 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; Beimbom 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 prostujących i zginających 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 prostujących i zginających staw łokciowy – 25 powtórzeń, a mięśni prostujących i zginających 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) wskazali 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 ( $0^{\circ}/s$ – $60^{\circ}/s$ ), średnie ( $60^{\circ}/s$ – $180^{\circ}/s$ ) i duże prędkości ruchu ( $180^{\circ}/s$ – $300^{\circ}/s$ ) lub tzw. prędkości funkcjonalne ( $> 300^{\circ}/s$ ) 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 ruchu 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  $60^{\circ}/s$  do  $180^{\circ}/s$  i był ustawiany początkowo rosnąco, a następnie malejąco według schematu:  $60^{\circ}/s$ ,  $90^{\circ}/s$ ,  $120^{\circ}/s$ ,  $150^{\circ}/s$ ,  $180^{\circ}/s$ ,  $180^{\circ}/s$ ,  $150^{\circ}/s$ ,  $120^{\circ}/s$ ,  $90^{\circ}/s$ ,  $60^{\circ}/s$ . W drugim zestawie ruch odbywał się z prędkością w zakresie od  $180^{\circ}/s$  do  $300^{\circ}/s$ , która początkowo również wzrastała, a następnie zmniejszała się zgodnie ze schematem:  $180^{\circ}/s$ ,  $210^{\circ}/s$ ,  $240^{\circ}/s$ ,  $270^{\circ}/s$ ,  $300^{\circ}/s$ ,  $300^{\circ}/s$ ,  $270^{\circ}/s$ ,  $240^{\circ}/s$ ,  $210^{\circ}/s$ ,  $180^{\circ}/s$ . 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 prostujące i zginające 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 prostujących i zginających 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 prostujących i zginających 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; Zanutto 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 przyspieszania 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 prostujących i zginających staw kolanowy dominującej kończyny dolnej, w grupie 2 (35 badanych) – mięśni prostujących i zginających tułów w odcinku lędźwiowym, a w grupie 3 (37 badanych) – mięśni prostujących i zginających 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

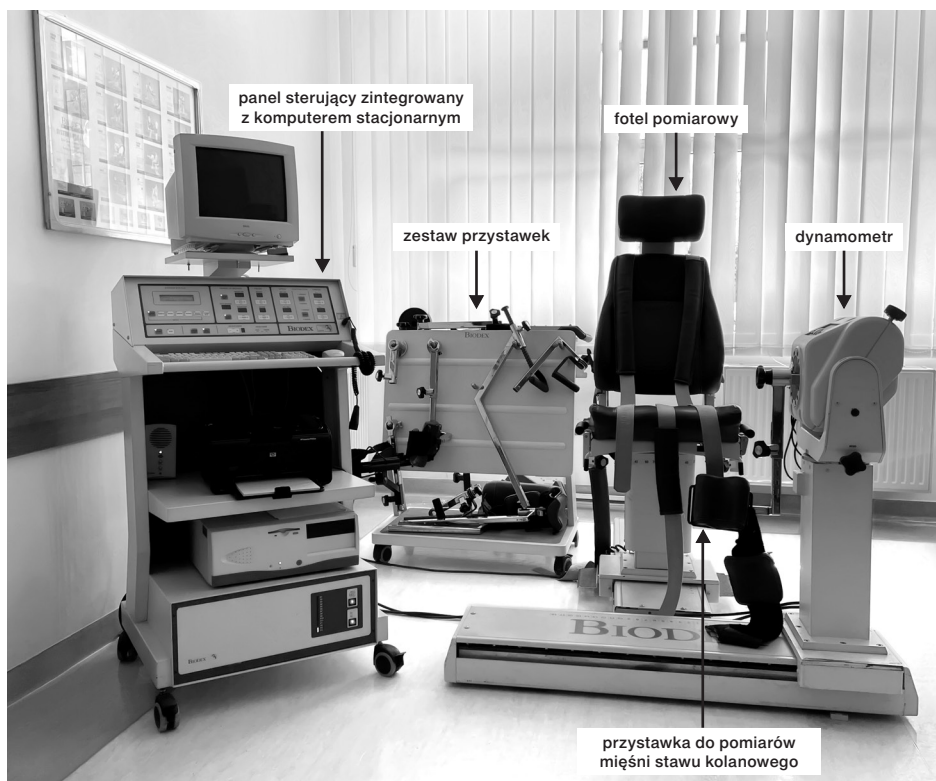
| Cecha                    | Grupa badana | WSZYSCY  |           |           |          | KOBIETY  |           |           |          | MĘŻCZYŹNI |           |           |          |
|--------------------------|--------------|----------|-----------|-----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|-----------|-----------|-----------|----------|
|                          |              | <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      |          |

1 – pomiary mięśni prostujących i zginających staw kolanowy

2 – pomiary mięśni prostujących i zginających tułów

3 – pomiary mięśni prostujących i zginających staw łokciowy

BMI – body mass 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 pożądany 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.

Ujednolicenie 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 prostujące i zginające 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 kończynę 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°, 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° w stosunku do fotela. Badany siadał na nim, ramię ocenianej kończyny, odpowiednio ułożone, mocowano do specjalnej podpórki. Kończyna była odwiedzona do około 30° i zgięta do około 60° 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° (S 0°–0°–118°), dla tułowia – 95° (S 10°–0°–85°) i dla stawu łokciowego – 120° (S 0°–0°–120°). 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 prędkościami 60°/s, 120°/s i 180°/s. Dodatkowo podczas pomiarów stawu kolanowego i łokciowego zastosowano prędkość 240°/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<br>(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. Pomiary 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 PROSTUJĄCYCH I ZGINAJĄCYCH 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 prędkościami 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<br>p K vs M |            | Pomiar 2<br>p K vs M |            | Pomiar 3<br>p K vs M |            | Pomiar 4<br>p K vs M |            |
|-----------------|----------------------|----------------------|------------|----------------------|------------|----------------------|------------|----------------------|------------|
|                 |                      | pr                   | zg         | pr                   | zg         | pr                   | zg         | pr                   | zg         |
| $Mm_{max}$ [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 * |
| $W_{total}$ [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 * |
| $P_{sr}$ [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,  $Mm_{max}$  – szczytowy moment siły mięśniowej,  $W_{max}$  – praca maksymalna,  $W_{total}$  – praca całkowita,

$P_{sr}$  – 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 momentu siły 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    |         |           |
| WSPYSCY<br>$n = 36$   | 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      |
| KOBIECY<br>$n = 21$   | 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      |
|                       | 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      |
| MEZCZYŻNY<br>$n = 15$ | 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      |
|                       | 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      |
| MEZCZYŻNY<br>$n = 15$ | 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. Pomiary 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<br>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<br>±95%CI | 0,94*<br>0,88-0,97  | 0,95*<br>0,9-0,97  | 0,89*<br>0,75-0,95 | 0,91*<br>0,67-0,97  | 0,93*<br>0,82-0,97  | 0,94*<br>0,64-0,98  | 0,97*<br>0,93-0,99 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,93<br>0,88-0,97   | 0,94*<br>0,88-0,97 | 0,92*<br>0,83-0,96 | 0,90*<br>0,66-0,96  | 0,94*<br>0,86-0,97  | 0,93*<br>0,73-0,97  | 0,95*<br>0,89-0,98 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,93*<br>0,87-0,96  | 0,92*<br>0,83-0,96 | 0,89*<br>0,75-0,95 | 0,86*<br>0,73-0,93  | 0,97*<br>0,94-0,99  | 0,92*<br>0,83-0,96  | 0,94*<br>0,88-0,97 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,92*<br>0,87-0,96  | 0,86*<br>0,74-0,93 | 0,78*<br>0,28-0,86 | 0,89*<br>0,78-0,95  | 0,95*<br>0,86-0,98  | 0,93*<br>0,82-0,97  | 0,96*<br>0,92-0,98 |  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,55*<br>0,29-0,79  | 0,68*<br>0,37-0,86 | 0,53*<br>0,09-0,8  | 0,32*<br>-0,11-0,68 | 0,70*<br>0,35-0,88  | 0,66*<br>0,15-0,88  | 0,72*<br>0,36-0,9  |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,58*<br>0,33-0,80  | 0,65*<br>0,32-0,84 | 0,60*<br>0,18-0,84 | 0,26<br>-0,15-0,64  | 0,80*<br>0,51-0,92  | 0,75*<br>0,33-0,91  | 0,65*<br>0,25-0,87 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,60*<br>0,36-0,81  | 0,84*<br>0,54-0,94 | 0,53*<br>0,10-0,80 | 0,45*<br>-0,04-0,77 | 0,65*<br>0,26-0,86  | 0,41<br>-0,12-0,76  | 0,82*<br>0,54-0,93 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,70*<br>0,49-0,87  | 0,69*<br>0,38-0,86 | 0,12<br>-0,03-0,46 | 0,70*<br>0,33-0,89  | 0,74*<br>0,39-0,90  | 0,64*<br>0,21-0,86  | 0,70*<br>0,31-0,89 |  |
| MĘŻCZYZNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,86*<br>0,69-0,95  | 0,86*<br>0,64-0,95 | 0,72*<br>0,33-0,90 | 0,83*<br>0,48-0,95  | 0,82*<br>0,39-0,94  | 0,83*<br>-0,12-0,96 | 0,96*<br>0,84-0,99 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,82*<br>0,62-0,94  | 0,82*<br>0,55-0,93 | 0,79*<br>0,46-0,93 | 0,83*<br>0,37-0,95  | 0,96*<br>0,84-0,99  | 0,76*<br>0,15-0,93  | 0,92*<br>0,75-0,98 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,78*<br>0,57-0,92  | 0,70*<br>0,32-0,89 | 0,66*<br>0,22-0,88 | 0,61*<br>0,12-0,86  | 0,97*<br>0,91-0,99  | 0,82*<br>0,52-0,94  | 0,81*<br>0,48-0,94 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,70*<br>0,42-0,89  | 0,59*<br>0,11-0,84 | 0,06<br>-0,06-0,33 | 0,62*<br>0,09-0,87  | 0,85*<br>-0,06-0,97 | 0,83*<br>-0,23-0,96 | 0,92*<br>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] | Współczynnik        | Pomiar              |                    |                     |                     |                    |                    |                    |
|--------------|----------------------|---------------------|---------------------|--------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
|              |                      |                     | 1 vs 2<br>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<br>$\pm 95\%CI$ | 0,85*<br>0,75-0,92  | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,78*<br>0,57-0,89  | 0,88*<br>0,77-0,94  | 0,86*<br>0,72-0,93 | 0,85*<br>0,71-0,93 | 0,91*<br>0,81-0,96 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,91*<br>0,84-0,95  | 0,87*<br>0,76-0,93 | 0,86*<br>0,73-0,93  | 0,86*<br>0,72-0,94  | 0,91*<br>0,83-0,96 | 0,88*<br>0,77-0,94 | 0,94*<br>0,87-0,97 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,87*<br>0,77-0,93  | 0,87*<br>0,74-0,94 | 0,83*<br>0,65-0,92  | 0,81*<br>0,52-0,92  | 0,93*<br>0,85-0,96 | 0,87*<br>0,75-0,94 | 0,90*<br>0,79-0,95 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,77*<br>0,62-0,88  | 0,81*<br>0,63-0,90 | 0,73*<br>0,49-0,87  | 0,67*<br>0,39-0,83  | 0,83*<br>0,66-0,92 | 0,83*<br>0,67-0,92 | 0,81*<br>0,60-0,92 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,46*<br>0,21-0,73  | 0,71*<br>0,39-0,87 | 0,25<br>-0,20-0,64  | 0,38<br>-0,15-0,74  | 0,48*<br>0,00-0,78 | 0,37<br>-0,18-0,74 | 0,77*<br>0,44-0,92 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,59*<br>0,34-0,82  | 0,70*<br>0,39-0,87 | 0,70*<br>0,32-0,89  | 0,42<br>-0,10-0,77  | 0,60*<br>0,19-0,84 | 0,37<br>-0,18-0,73 | 0,85*<br>0,61-0,95 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,42*<br>0,17-0,70  | 0,75*<br>0,48-0,89 | 0,51*<br>0,06-0,79  | 0,33*<br>-0,10-0,69 | 0,59*<br>0,15-0,84 | 0,21<br>-0,31-0,64 | 0,65*<br>0,25-0,87 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,50*<br>0,21-0,80  | 0,79*<br>0,54-0,91 | 0,70*<br>0,22-0,90  | 0,27<br>-0,30-0,69  | 0,82*<br>0,5-0,94  | 0,38<br>-0,18-0,75 | 0,37<br>-0,30-0,79 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,59*<br>0,30-0,84  | 0,75*<br>0,42-0,91 | 0,46*<br>-0,06-0,80 | 0,69*<br>0,28-0,89  | 0,72*<br>0,32-0,90 | 0,57*<br>0,03-0,85 | 0,77*<br>0,35-0,93 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,75*<br>0,52-0,91  | 0,54*<br>0,10-0,82 | 0,61*<br>0,13-0,86  | 0,65*<br>0,20-0,88  | 0,80*<br>0,49-0,93 | 0,67*<br>0,23-0,88 | 0,80*<br>0,43-0,94 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,65*<br>0,38-0,87  | 0,48*<br>0,02-0,78 | 0,39<br>-0,18-0,76  | 0,48*<br>-0,01-0,80 | 0,87*<br>0,62-0,96 | 0,73*<br>0,31-0,91 | 0,73*<br>0,24-0,92 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,34*<br>0,07-0,69  | 0,13<br>-0,32-0,57 | 0,26<br>-0,34-0,70  | -0,07<br>-0,52-0,46 | 0,49<br>-0,13-0,82 | 0,41<br>-0,19-0,78 | 0,62*<br>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 |
| WSZYSCY      | 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    |         |           |
| WSZYSCY<br>$n = 36$   | 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      |
|                       | 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      |
| KOBIETY<br>$n = 21$   | 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      |
|                       | 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<br>$n = 15$ | 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      |
|                       | 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) ( $\pm 95\%$ ) wyliczona między wartościami pracy maksymalnej mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

| Grupa badana | Prędkość ruchu [°/s] | Współczynnik        | Pomiar              |                    |                     |                    |                    |                     |                     |
|--------------|----------------------|---------------------|---------------------|--------------------|---------------------|--------------------|--------------------|---------------------|---------------------|
|              |                      |                     | 1 vs 2<br>vs 3 vs 4 | 1 vs 2             | 1 vs 3              | 1 vs 4             | 2 vs 3             | 2 vs 4              | 3 vs 4              |
| WSZYSTYCH    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,84*<br>0,74-0,91  | 0,91*<br>0,84-0,95 | 0,74*<br>0,52-0,87  | 0,89*<br>0,78-0,95 | 0,72*<br>0,50-0,86 | 0,83*<br>0,66-0,92  | 0,91*<br>0,82-0,96  |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,89*<br>0,81-0,94  | 0,88*<br>0,79-0,94 | 0,80*<br>0,62-0,90  | 0,93*<br>0,85-0,97 | 0,87*<br>0,6-0,95  | 0,93*<br>0,84-0,97  | 0,85*<br>0,71-0,93  |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,89*<br>0,82-0,94  | 0,88*<br>0,77-0,94 | 0,85*<br>0,72-0,93  | 0,86*<br>0,73-0,93 | 0,91*<br>0,83-0,96 | 0,91*<br>0,82-0,96  | 0,86*<br>0,72-0,93  |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,85*<br>0,75-0,92  | 0,81*<br>0,66-0,90 | 0,78*<br>0,59-0,89  | 0,85*<br>0,70-0,93 | 0,83*<br>0,62-0,92 | 0,91*<br>0,82-0,96  | 0,82*<br>0,64-0,91  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,69*<br>0,47-0,86  | 0,77*<br>0,52-0,90 | 0,48*<br>0,02-0,78  | 0,67*<br>0,28-0,87 | 0,63*<br>0,23-0,85 | 0,77*<br>0,44-0,92  | 0,75*<br>0,4-0,91   |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,57*<br>0,32-0,79  | 0,58*<br>0,21-0,81 | 0,37<br>-0,09-0,72  | 0,51*<br>0,05-0,80 | 0,64*<br>0,21-0,86 | 0,76*<br>0,33-0,92  | 0,67*<br>0,25-0,87  |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,60*<br>0,36-0,82  | 0,81*<br>0,40-0,93 | 0,58*<br>0,13-0,83  | 0,53*<br>0,06-0,81 | 0,37<br>-0,14-0,72 | 0,48*<br>-0,04-0,79 | 0,80*<br>0,51-0,93  |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,62*<br>0,38-0,83  | 0,79*<br>0,55-0,91 | 0,45*<br>-0,04-0,76 | 0,71*<br>0,33-0,89 | 0,56*<br>0,13-0,82 | 0,77*<br>0,45-0,92  | 0,62*<br>0,17-0,85  |
| MĘŻCZYZNI    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,65*<br>0,39-0,86  | 0,82*<br>0,55-0,94 | 0,41<br>-0,09-0,76  | 0,76*<br>0,37-0,92 | 0,33<br>-0,20-0,72 | 0,58*<br>0,05-0,85  | 0,82*<br>0,48-0,94  |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,75*<br>0,53-0,91  | 0,75*<br>0,41-0,91 | 0,49*<br>0,00-0,80  | 0,92*<br>0,77-0,98 | 0,57*<br>0,02-0,85 | 0,80*<br>0,48-0,93  | 0,47<br>-0,10-0,81  |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,69*<br>0,44-0,88  | 0,63*<br>0,21-0,86 | 0,42<br>-0,14-0,77  | 0,67*<br>0,25-0,89 | 0,76*<br>0,42-0,91 | 0,83*<br>0,54-0,95  | 0,51*<br>-0,04-0,83 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,51*<br>0,23-0,79  | 0,53*<br>0,07-0,81 | 0,43<br>-0,15-0,77  | 0,61*<br>0,15-0,86 | 0,58*<br>0,05-0,85 | 0,74<br>0,34-0,91   | 0,34<br>-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        | 1 vs 2             | 1 vs 3              | Pomiar              |                     | 2 vs 3              | 2 vs 4             | 3 vs 4             |
|--------------|----------------------|---------------------|--------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--------------------|
|              |                      |                     | vs 3 vs 4          |                     | 1 vs 4              |                     |                     |                    |                    |
| WSZYSTY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,83*<br>0,71-0,91 | 0,05<br>-0,27-0,37  | 0,78*<br>0,58-0,89  | 0,77*<br>0,5-0,9    | 0,84*<br>0,7-0,92   | 0,84*<br>0,68-0,92 | 0,92*<br>0,84-0,96 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,82*<br>0,71-0,91 | 0,77*<br>0,59-0,87  | 0,70*<br>0,46-0,85  | 0,75*<br>0,54-0,88  | 0,91*<br>0,81-0,95  | 0,87*<br>0,73-0,94 | 0,91*<br>0,79-0,96 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,82*<br>0,69-0,91 | 0,82*<br>0,67-0,9   | 0,79*<br>0,59-0,9   | 0,70*<br>0,25-0,87  | 0,88*<br>0,77-0,94  | 0,85*<br>0,59-0,94 | 0,87*<br>0,72-0,94 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,63*<br>0,46-0,79 | 0,82*<br>0,67-0,9   | 0,76*<br>0,55-0,88  | 0,39*<br>0,05-0,66  | 0,87*<br>0,74-0,93  | 0,64*<br>0,35-0,81 | 0,60*<br>0,3-0,79  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,52*<br>0,26-0,76 | 0,02<br>-0,39-0,44  | 0,41*<br>-0,04-0,73 | 0,32<br>-0,11-0,69  | 0,82*<br>0,56-0,93  | 0,63*<br>0,18-0,86 | 0,66*<br>0,24-0,87 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,35*<br>0,09-0,65 | 0,39*<br>-0,03-0,7  | 0,24*<br>-0,3-0,66  | 0,12<br>-0,45-0,59  | 0,69*<br>0,32-0,88  | 0,41<br>-0,11-0,75 | 0,68*<br>0,26-0,88 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,35*<br>0,11-0,64 | 0,63*<br>0,28-0,83  | 0,47*<br>-0,04-0,78 | 0,07<br>-0,21-0,45  | 0,43*<br>-0,07-0,75 | 0,16<br>-0,26-0,58 | 0,52*<br>0,06-0,8  |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,64*<br>0,4-0,83  | 0,76*<br>0,5-0,9    | 0,68*<br>0,31-0,87  | 0,60*<br>0,15-0,84  | 0,60<br>0,16-0,84   | 0,68*<br>0,27-0,88 | 0,52*<br>0,03-0,81 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,75*<br>0,53-0,91 | 0,80*<br>0,5-0,93   | 0,67*<br>0,25-0,88  | 0,65*<br>0,2-0,88   | 0,69*<br>0,3-0,89   | 0,73*<br>0,3-0,91  | 0,91*<br>0,72-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,81*<br>0,6-0,93  | 0,75*<br>0,4-0,91   | 0,65*<br>0,2-0,87   | 0,72*<br>0,21-0,91  | 0,87*<br>0,65-0,96  | 0,78*<br>0,43-0,92 | 0,83*<br>0,24-0,96 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,64*<br>0,37-0,85 | 0,44*<br>-0,08-0,77 | 0,32<br>-0,25-0,72  | 0,35<br>-0,11-0,72  | 0,88*<br>0,67-0,96  | 0,82*<br>0,27-0,95 | 0,76*<br>0,38-0,92 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,17<br>-0,05-0,53 | 0,43<br>-0,09-0,77  | 0,25<br>-0,33-0,68  | -0,23<br>-0,61-0,31 | 0,78*<br>0,44-0,92  | 0,25<br>-0,26-0,68 | 0,22<br>-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 ( $60^\circ/s$ ), a im była ona wyższa, tym wartości  $W_{total}$  były niższe. Niezależnie od zadanej prędkości mężczyźni osiągalni 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  $60^\circ/s$  i  $120^\circ/s$ , 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  $180^\circ/s$ , 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     |         |           |
| WSZYSTYCH<br>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      |
|                     | 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      |
| KOBIETY<br>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      |
|                     | 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      |
| MĘŻCZYŹNI<br>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      |
|                     | 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<br>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<br>±95%CI | 0,84*<br>0,73-0,92  | 0,82*<br>0,64-0,91  | 0,82*<br>0,64-0,91  | 0,83*<br>0,66-0,92 | 0,82*<br>0,66-0,91  | 0,88*<br>0,75-0,94  | 0,84*<br>0,67-0,93  |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,90*<br>0,83-0,95  | 0,88*<br>0,76-0,94  | 0,88*<br>0,72-0,94  | 0,89*<br>0,72-0,95 | 0,90*<br>0,71-0,96  | 0,91*<br>0,73-0,97  | 0,92*<br>0,83-0,96  |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,86*<br>0,77-0,93  | 0,88*<br>0,75-0,94  | 0,84*<br>0,70-0,92  | 0,80*<br>0,58-0,91 | 0,91*<br>0,81-0,95  | 0,87*<br>0,74-0,94  | 0,88*<br>0,75-0,94  |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,79*<br>0,66-0,89  | 0,78*<br>0,59-0,89  | 0,78*<br>0,58-0,89  | 0,78*<br>0,56-0,89 | 0,78*<br>0,57-0,89  | 0,85*<br>0,70-0,93  | 0,73*<br>0,47-0,87  |  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,67*<br>0,45-0,85  | 0,84*<br>0,61-0,94  | 0,55*<br>0,12-0,81  | 0,56*<br>0,12-0,82 | 0,70*<br>0,34-0,88  | 0,65*<br>0,25-0,87  | 0,72*<br>0,34-0,9   |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,65*<br>0,41-0,84  | 0,60*<br>0,16-0,84  | 0,61*<br>0,18-0,84  | 0,54*<br>0,05-0,82 | 0,65*<br>0,25-0,86  | 0,77*<br>-0,16-0,94 | 0,73*<br>0,37-0,90  |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,53*<br>0,27-0,77  | 0,66*<br>0,26-0,87  | 0,45*<br>-0,02-0,77 | 0,53*<br>0,08-0,81 | 0,18<br>-0,37-0,62  | 0,42<br>-0,11-0,76  | 0,71*<br>0,34-0,89  |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,50*<br>0,24-0,76  | 0,47*<br>-0,03-0,78 | 0,42<br>-0,1-0,75   | 0,51*<br>0,04-0,80 | 0,52*<br>0,04-0,80  | 0,66*<br>0,24-0,87  | 0,46*<br>-0,02-0,78 |  |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,68*<br>0,37-0,90  | 0,43<br>-0,17-0,79  | 0,59*<br>0,04-0,86  | 0,71*<br>0,17-0,92 | 0,50*<br>-0,08-0,82 | 0,79*<br>0,39-0,94  | 0,60*<br>-0,04-0,88 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,77*<br>0,54-0,92  | 0,68*<br>0,26-0,88  | 0,63*<br>0,18-0,87  | 0,76*<br>0,39-0,92 | 0,74*<br>0,24-0,92  | 0,74*<br>0,34-0,92  | 0,75*<br>0,30-0,93  |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,56*<br>0,28-0,83  | 0,57*<br>0,10-0,84  | 0,46*<br>-0,07-0,79 | 0,33<br>-0,18-0,73 | 0,75*<br>0,35-0,92  | 0,71*<br>0,29-0,91  | 0,52*<br>-0,06-0,84 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,55*<br>0,23-0,84  | 0,52*<br>0,05-0,81  | 0,53*<br>-0,02-0,83 | 0,33<br>-0,41-0,79 | 0,55*<br>-0,05-0,85 | 0,64*<br>0,12-0,89  | 0,37<br>-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  | Pomiar              |                    |                     |                     |                    |                     |                     |
|--------------|----------------------|---------------|---------------------|--------------------|---------------------|---------------------|--------------------|---------------------|---------------------|
|              |                      |               | 1 vs 2<br>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<br>±95%CI | 0,81*<br>0,69-0,91  | 0,87*<br>0,73-0,94 | 0,79*<br>0,6-0,90   | 0,77*<br>0,53-0,89  | 0,86*<br>0,72-0,93 | 0,78*<br>0,58-0,90  | 0,90*<br>0,79-0,96  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,89*<br>0,82-0,94  | 0,84*<br>0,70-0,92 | 0,85*<br>0,71-0,93  | 0,84*<br>0,68-0,92  | 0,91*<br>0,82-0,96 | 0,93*<br>0,86-0,97  | 0,92*<br>0,82-0,96  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,79*<br>0,63-0,89  | 0,82*<br>0,66-0,91 | 0,79*<br>0,56-0,90  | 0,75*<br>0,14-0,91  | 0,79*<br>0,61-0,90 | 0,86*<br>0,57-0,95  | 0,83*<br>0,64-0,92  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,82*<br>0,69-0,91  | 0,84*<br>0,70-0,92 | 0,72*<br>0,47-0,86  | 0,85*<br>0,71-0,93  | 0,78*<br>0,57-0,89 | 0,84*<br>0,65-0,93  | 0,61*<br>0,30-0,81  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,75*<br>0,55-0,90  | 0,71*<br>0,33-0,89 | 0,73*<br>0,34-0,90  | 0,75*<br>0,41-0,91  | 0,74*<br>0,41-0,90 | 0,72*<br>0,34-0,90  | 0,83*<br>0,57-0,94  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,70*<br>0,48-0,87  | 0,62*<br>0,20-0,85 | 0,79*<br>0,49-0,92  | 0,54*<br>0,04-0,82  | 0,73*<br>0,39-0,90 | 0,68*<br>0,27-0,88  | 0,78*<br>0,47-0,92  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,41*<br>0,16-0,69  | 0,33<br>-0,13-0,69 | 0,53*<br>-0,02-0,82 | 0,21<br>-0,15-0,59  | 0,34<br>-0,16-0,71 | 0,25<br>-0,2-0,64   | 0,55*<br>0,09-0,82  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,71*<br>0,50-0,87  | 0,68*<br>0,29-0,88 | 0,68*<br>0,31-0,87  | 0,73*<br>0,38-0,90  | 0,73*<br>0,40-0,90 | 0,72*<br>0,35-0,89  | 0,64*<br>0,20-0,87  |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,51*<br>0,18-0,83  | 0,73*<br>0,28-0,91 | 0,48<br>-0,11-0,82  | 0,46*<br>-0,08-0,81 | 0,77*<br>0,34-0,93 | 0,51*<br>-0,02-0,83 | 0,81*<br>0,43-0,95  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,80*<br>0,59-0,93  | 0,60*<br>0,14-0,85 | 0,63*<br>0,20-0,86  | 0,61*<br>0,11-0,87  | 0,87*<br>0,62-0,96 | 0,92*<br>0,73-0,98  | 0,83*<br>0,39-0,95  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,54*<br>0,23-0,83  | 0,62*<br>0,20-0,85 | 0,24<br>-0,40-0,71  | 0,49*<br>-0,24-0,83 | 0,67*<br>0,17-0,89 | 0,83*<br>-0,09-0,96 | 0,55*<br>-0,01-0,86 |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,43*<br>0,11-0,79  | 0,61*<br>0,15-0,85 | -0,25<br>-0,75-0,40 | 0,49*<br>-0,07-0,82 | 0,28<br>-0,37-0,73 | 0,61*<br>0,14-0,86  | -0,17<br>-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     |
| 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                  | 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    |         |           |
| WSZYSCY<br>$n = 36$   | 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      |
|                       | 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      |
| KOBIETY<br>$n = 21$   | 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      |
|                       | 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<br>$n = 15$ | 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      |
|                       | 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] | Współ-czynnik | Pomiar              |                    |                    |                     |                     |                     |                    |  |
|--------------|----------------------|---------------|---------------------|--------------------|--------------------|---------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--|
|              |                      |               | 1 vs 2<br>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<br>±95%CI | 0,93*<br>0,86-0,96  | 0,93*<br>0,86-0,96 | 0,89*<br>0,79-0,95 | 0,93*<br>0,83-0,97  | 0,90*<br>0,78-0,95  | 0,93*<br>0,66-0,98  | 0,93*<br>0,86-0,97 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,88*<br>0,79-0,94  | 0,90*<br>0,82-0,95 | 0,85*<br>0,70-0,93 | 0,87*<br>0,67-0,95  | 0,85*<br>0,64-0,94  | 0,88*<br>0,56-0,95  | 0,90*<br>0,78-0,95 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,88*<br>0,79-0,94  | 0,85*<br>0,63-0,93 | 0,82*<br>0,63-0,92 | 0,82*<br>0,62-0,91  | 0,91*<br>0,82-0,96  | 0,89*<br>0,77-0,95  | 0,91*<br>0,81-0,96 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,86*<br>0,76-0,93  | 0,80*<br>0,61-0,90 | 0,82*<br>0,66-0,91 | 0,87*<br>0,74-0,94  | 0,80*<br>0,56-0,91  | 0,92*<br>0,69-0,97  | 0,85*<br>0,69-0,93 |  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,61*<br>0,37-0,82  | 0,66*<br>0,32-0,85 | 0,41<br>-0,12-0,75 | 0,39*<br>-0,07-0,73 | 0,70*<br>0,32-0,88  | 0,71*<br>0,28-0,90  | 0,79*<br>0,45-0,93 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,57*<br>0,32-0,80  | 0,68*<br>0,36-0,86 | 0,53*<br>0,06-0,81 | 0,30<br>-0,13-0,68  | 0,68*<br>0,29-0,88  | 0,70*<br>0,10-0,90  | 0,66*<br>0,27-0,87 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,50*<br>0,24-0,75  | 0,80*<br>0,44-0,92 | 0,44*<br>0-0,75    | 0,38<br>-0,11-0,73  | 0,36<br>-0,15-0,72  | 0,35<br>-0,20-0,73  | 0,70*<br>0,30-0,89 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,59*<br>0,34-0,81  | 0,78*<br>0,54-0,91 | 0,57*<br>0,15-0,82 | 0,52*<br>0,02-0,81  | 0,65*<br>0,23-0,86  | 0,52*<br>0,06-0,80  | 0,57*<br>0,11-0,83 |  |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,84*<br>0,65-0,95  | 0,82*<br>0,47-0,94 | 0,81*<br>0,52-0,94 | 0,89*<br>0,65-0,96  | 0,79*<br>0,23-0,94  | 0,82*<br>-0,11-0,96 | 0,86*<br>0,57-0,96 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,68*<br>0,39-0,88  | 0,69*<br>0,30-0,88 | 0,63*<br>0,17-0,86 | 0,70*<br>0,26-0,90  | 0,61*<br>-0,26-0,88 | 0,62*<br>0,04-0,87  | 0,75*<br>0,34-0,92 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,67*<br>0,41-0,87  | 0,56*<br>0,05-0,83 | 0,51*<br>0,04-0,81 | 0,55*<br>0,08-0,84  | 0,73*<br>0,36-0,90  | 0,72*<br>0,33-0,91  | 0,73*<br>0,29-0,91 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,65*<br>0,34-0,87  | 0,34<br>-0,10-0,70 | 0,63*<br>0,17-0,86 | 0,65*<br>0,16-0,88  | 0,56*<br>-0,22-0,86 | 0,86*<br>-0,09-0,97 | 0,69*<br>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<br>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<br>±95%CI | 0,88*<br>0,79-0,94  | 0,93*<br>0,86-0,97  | 0,79*<br>0,56-0,90  | 0,90*<br>0,79-0,95  | 0,88*<br>0,76-0,95  | 0,93*<br>0,86-0,97 | 0,89*<br>0,76-0,95  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,89*<br>0,81-0,94  | 0,86*<br>0,73-0,93  | 0,78*<br>0,58-0,89  | 0,89*<br>0,78-0,95  | 0,85*<br>0,71-0,93  | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,92*<br>0,82-0,96  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,85*<br>0,71-0,93  | 0,81*<br>0,6-0,91   | 0,76*<br>0,33-0,9   | 0,80*<br>0,34-0,92  | 0,87*<br>0,75-0,94  | 0,91*<br>0,81-0,96 | 0,93*<br>0,85-0,97  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,75*<br>0,60-0,87  | 0,81*<br>0,65-0,9   | 0,69*<br>0,41-0,85  | 0,73*<br>0,48-0,87  | 0,76*<br>0,54-0,88  | 0,90*<br>0,79-0,95 | 0,74*<br>0,49-0,88  |
| KOBIEY       | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,66*<br>0,41-0,85  | 0,78*<br>0,53-0,91  | 0,58*<br>0,02-0,85  | 0,62*<br>0,14-0,86  | 0,65*<br>0,16-0,87  | 0,59*<br>0,11-0,84 | 0,76*<br>-0,16-0,93 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,43*<br>0,15-0,73  | 0,68*<br>0,34-0,87  | 0,62*<br>0,20-0,85  | 0,28<br>-0,32-0,70  | 0,61*<br>0,18-0,85  | 0,68*<br>0,24-0,89 | 0,83*<br>0,56-0,94  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,29*<br>0,05-0,62  | 0,59*<br>0,20-0,82  | 0,38*<br>-0,08-0,73 | 0,60*<br>0,07-0,86  | 0,21<br>-0,28-0,63  | 0,04<br>-0,42-0,52 | 0,63*<br>0,18-0,86  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,47*<br>0,19-0,75  | 0,82*<br>0,59-0,93  | 0,33<br>-0,18-0,71  | 0,63*<br>0,18-0,87  | 0,66*<br>0,28-0,87  | 0,70*<br>0,32-0,89 | 0,59*<br>0,12-0,84  |
| MĘŻCZYŻNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,70*<br>0,43-0,90  | 0,84*<br>0,56-0,94  | 0,52*<br>-0,04-0,83 | 0,73*<br>0,32-0,91  | 0,82*<br>0,47-0,94  | 0,90*<br>0,69-0,97 | 0,74*<br>0,23-0,93  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,73*<br>0,48-0,90  | 0,49*<br>0,00-0,79  | 0,46*<br>-0,05-0,79 | 0,72*<br>0,30-0,90  | 0,78*<br>-0,16-0,94 | 0,79*<br>0,45-0,93 | 0,79*<br>0,41-0,94  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,68*<br>0,36-0,89  | 0,47*<br>-0,01-0,78 | 0,39*<br>-0,09-0,75 | 0,40*<br>-0,11-0,77 | 0,84*<br>0,58-0,94  | 0,89*<br>0,68-0,96 | 0,88*<br>0,64-0,96  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,33*<br>0,03-0,70  | 0,41<br>-0,13-0,76  | 0,25<br>-0,38-0,71  | 0,09<br>-0,47-0,59  | 0,39<br>-0,21-0,77  | 0,75*<br>0,36-0,92 | 0,23<br>-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).

#### *3.1.5.1. 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 przyspieszania 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   |         |
| WSZYSTYCY<br>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  |
| KOBIETY<br>n = 21   | 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  |
|                     | 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  |
| MĘŻCZYŹNI<br>n = 15 | 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* |
|                     | 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  |
| MĘŻCZYŹNI<br>n = 15 | 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 kwartyłowy

\* 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 przyśpieszania ruchu mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach, test post-hoc Dunn–Bonferroniego

| 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 |
| 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 Friedmana

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

### 3.2. POMIARY CECH FIZYCZNYCH MIĘŚNI PROSTUJĄCYCH I ZGINAJĄCYCH TUŁÓW

Izokinetyczne pomiary mięśni prostujących i zginających 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<br><i>p</i> K vs M |           | Pomiar 2<br><i>p</i> K vs M |           | Pomiar 3<br><i>p</i> K vs M |           | Pomiar 4<br><i>p</i> K vs M |           |
|-----------------|----------------------|-----------------------------|-----------|-----------------------------|-----------|-----------------------------|-----------|-----------------------------|-----------|
|                 |                      | pr                          | zg        | pr                          | zg        | pr                          | zg        | pr                          | zg        |
| $Mm_{max}$ [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*                   | 0,0027*   |
| $W_{max}$ [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* |
| $W_{total}$ [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* |
| $P_{sr}$ [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*                   | 0,5055    | 0,0012*                     | 0,1192    |
|                 | 120                  | < 0,0001*                   | 0,0018*   | < 0,0001*                   | 0,0456*   | < 0,0001*                   | 0,0429*   | 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,  $Mm_{max}$  – szczytowy moment siły mięśniowej,  $W_{max}$  – praca maksymalna,  $W_{total}$  – praca całkowita,

$P_{sr}$  – średnia moc, ACC – czas przyspieszania ruchu, pr – mięśnie prostujące tułów, zg – mięśnie zginające tułów

\* różnica istotna statystycznie ( $p < 0,05$ )

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 prostujących i zginających 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    |         |           |
| WSZYSTYCH<br>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      |
|                     | 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<br>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      |
|                     | 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<br>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      |
|                     | 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<br>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<br>$\pm 95\%CI$ | 0,89*<br>0,78-0,95  | 0,92*<br>0,82-0,96  | 0,86*<br>-0,08-0,96 | 0,85*<br>0,50-0,94  | 0,88*<br>0,62-0,95  | 0,85*<br>0,68-0,93  | 0,96*<br>0,91-0,98 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,92*<br>0,85-0,96  | 0,95*<br>0,89-0,97  | 0,89*<br>0,57-0,96  | 0,89*<br>0,60-0,96  | 0,92*<br>0,80-0,96  | 0,94*<br>0,81-0,97  | 0,95*<br>0,90-0,98 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,84*<br>0,72-0,92  | 0,84*<br>0,70-0,92  | 0,76*<br>0,33-0,90  | 0,73*<br>0,36-0,88  | 0,90*<br>0,76-0,95  | 0,89*<br>0,76-0,95  | 0,91*<br>0,82-0,96 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,63*<br>0,39-0,82  | 0,83*<br>0,63-0,93  | 0,54*<br>0,01-0,82  | 0,42<br>-0,01-0,73  | 0,74*<br>-0,16-0,92 | 0,53*<br>0,11-0,80  | 0,69*<br>0,33-0,87 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,72*<br>0,42-0,88  | 0,75*<br>0,48-0,89  | 0,65*<br>-0,17-0,89 | 0,65*<br>-0,16-0,90 | 0,68*<br>0,13-0,88  | 0,73*<br>-0,21-0,92 | 0,86*<br>0,65-0,95 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,71*<br>0,47-0,87  | 0,84*<br>0,63-0,93  | 0,58*<br>0,06-0,83  | 0,66*<br>0,05-0,89  | 0,71*<br>0,21-0,90  | 0,66*<br>0,25-0,87  | 0,84*<br>0,62-0,94 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,48*<br>0,17-0,79  | 0,68*<br>0,26-0,88  | 0,51*<br>-0,10-0,87 | 0,48*<br>-0,11-0,83 | 0,31<br>-0,18-0,73  | 0,25<br>-0,30-0,71  | 0,88*<br>0,60-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,73*<br>0,48-0,91  | 0,86*<br>0,59-0,95  | 0,73*<br>0,30-0,92  | 0,59*<br>0,06-0,87  | 0,74*<br>0,28-0,92  | 0,73*<br>0,28-0,92  | 0,83*<br>0,46-0,96 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,48*<br>0,18-0,79  | 0,39*<br>-0,06-0,73 | 0,40*<br>-0,11-0,78 | 0,07<br>-0,35-0,57  | 0,79*<br>0,38-0,94  | 0,70*<br>0,21-0,91  | 0,75*<br>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<br>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<br>±95%CI | 0,93*<br>0,86-0,97  | 0,95*<br>0,90-0,98 | 0,91*<br>0,48-0,97  | 0,90*<br>0,58-0,97 | 0,94*<br>0,84-0,98 | 0,91*<br>0,8-0,96   | 0,95*<br>0,89-0,98 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,83*<br>0,72-0,91  | 0,91*<br>0,83-0,95 | 0,83*<br>0,63-0,92  | 0,78*<br>0,56-0,89 | 0,84*<br>0,65-0,92 | 0,82*<br>0,63-0,91  | 0,83*<br>0,67-0,92 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,71*<br>0,55-0,84  | 0,80*<br>0,59-0,90 | 0,70*<br>0,32-0,87  | 0,61*<br>0,32-0,80 | 0,74*<br>0,51-0,87 | 0,67*<br>0,39-0,83  | 0,69*<br>0,44-0,85 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,76*<br>0,56-0,89  | 0,89*<br>0,74-0,96 | 0,75*<br>-0,2-0,93  | 0,67*<br>0,17-0,88 | 0,89*<br>0,43-0,97 | 0,66*<br>0,29-0,86  | 0,69*<br>0,33-0,88 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,56*<br>0,30-0,78  | 0,72*<br>0,41-0,88 | 0,46*<br>-0,04-0,77 | 0,57*<br>0,02-0,83 | 0,45*<br>0,01-0,75 | 0,55*<br>0,10-0,81  | 0,62*<br>0,21-0,85 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,51*<br>0,28-0,75  | 0,69*<br>0,37-0,87 | 0,38*<br>-0,04-0,70 | 0,46*<br>0,03-0,76 | 0,50*<br>0,06-0,78 | 0,55*<br>0,09-0,81  | 0,52*<br>0,06-0,79 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,66*<br>0,36-0,88  | 0,66*<br>0,26-0,87 | 0,64*<br>-0,03-0,90 | 0,60<br>-0,03-0,88 | 0,67*<br>0,19-0,90 | 0,50*<br>-0,09-0,84 | 0,88*<br>0,60-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,33*<br>0,02-0,71  | 0,59*<br>0,12-0,84 | 0,56*<br>-0,06-0,86 | -0,2<br>-0,81-0,47 | 0,60*<br>0,00-0,88 | 0,39<br>-0,28-0,79  | 0,16<br>-0,59-0,71 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,61*<br>0,31-0,86  | 0,62*<br>0,18-0,85 | 0,72*<br>0,15-0,92  | 0,13<br>-0,56-0,67 | 0,75*<br>0,33-0,92 | 0,43<br>-0,25-0,81  | 0,58*<br>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  $Mm_{max}$  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 prostujące i zginające 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 |
| KOBIETY      | 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 |
| MĘŻCZYŻNI    | 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 ( $97 > \text{ICC} > 74$ ). 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 ( $0,17 < \text{ICC} < 0,92$ ). 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  $60^\circ/\text{s}$ , a dla mięśni prostujących – w ruchu z prędkością  $120^\circ/\text{s}$  (mężczyźni i wszyscy badani łącznie) oraz  $180^\circ/\text{s}$  (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     |           |           |
| WSZYSTYCY<br>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      |
| KOBIEТЫ<br>n = 20   | 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      |
|                     | 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      |
| MĘŻCZYŹNI<br>n = 15 | 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<br>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<br>±95%CI | 0,89*<br>0,75-0,95  | 0,93*<br>0,85-0,97 | 0,84*<br>-0,18-0,95 | 0,79*<br>0,22-0,93  | 0,92*<br>0,62-0,97  | 0,87*<br>0,59-0,95  | 0,95*<br>0,90-0,98 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,90*<br>0,81-0,95  | 0,94*<br>0,87-0,97 | 0,86*<br>0,50-0,95  | 0,83*<br>0,5-0,93   | 0,94*<br>0,84-0,97  | 0,90*<br>0,77-0,95  | 0,94*<br>0,88-0,97 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,87*<br>0,76-0,93  | 0,88*<br>0,77-0,94 | 0,78*<br>0,42-0,91  | 0,74*<br>0,46-0,88  | 0,94*<br>0,79-0,97  | 0,91*<br>0,80-0,96  | 0,93*<br>0,85-0,97 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,48*<br>0,21-0,73  | 0,71*<br>0,40-0,87 | 0,41*<br>-0,07-0,73 | 0,17<br>-0,14-0,52  | 0,67*<br>-0,15-0,90 | 0,34*<br>-0,09-0,69 | 0,69*<br>0,33-0,87 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,55*<br>0,23-0,79  | 0,60*<br>0,23-0,82 | 0,42*<br>-0,09-0,76 | 0,40*<br>-0,19-0,76 | 0,67*<br>-0,19-0,90 | 0,49*<br>-0,08-0,80 | 0,78*<br>0,49-0,91 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,74*<br>0,45-0,90  | 0,82*<br>0,6-0,93  | 0,58*<br>0,02-0,84  | 0,53*<br>-0,07-0,83 | 0,85*<br>0,27-0,96  | 0,80*<br>-0,12-0,95 | 0,89*<br>0,74-0,96 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,71*<br>0,39-0,91  | 0,82*<br>0,33-0,94 | 0,62*<br>-0,15-0,90 | 0,53*<br>-0,09-0,85 | 0,75*<br>0,30-0,93  | 0,67*<br>0,19-0,90  | 0,90*<br>0,67-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,77*<br>0,54-0,93  | 0,82*<br>0,48-0,94 | 0,74*<br>0,30-0,92  | 0,61*<br>0,07-0,88  | 0,84*<br>0,50-0,95  | 0,79*<br>0,40-0,94  | 0,88*<br>0,59-0,97 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,56*<br>0,26-0,84  | 0,53*<br>0,08-0,81 | 0,34<br>-0,16-0,74  | 0,19<br>-0,44-0,69  | 0,76*<br>0,35-0,93  | 0,73*<br>0,25-0,92  | 0,77*<br>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<br>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<br>±95%CI | 0,92*<br>0,83-0,96  | 0,97*<br>0,94-0,98 | 0,91*<br>0,79-0,96  | 0,87*<br>0,43-0,96  | 0,93*<br>0,82-0,97 | 0,90*<br>-0,1-0,97  | 0,95*<br>0,86-0,98 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,89*<br>0,80-0,95  | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,86*<br>0,65-0,94  | 0,83*<br>0,56-0,93  | 0,91*<br>0,76-0,96 | 0,90*<br>0,61-0,96  | 0,96*<br>0,91-0,98 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,91*<br>0,84-0,95  | 0,93*<br>0,87-0,96 | 0,88*<br>0,69-0,95  | 0,84*<br>0,68-0,92  | 0,94*<br>0,85-0,97 | 0,90*<br>0,81-0,95  | 0,94*<br>0,87-0,97 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,75*<br>0,46-0,90  | 0,92*<br>0,82-0,97 | 0,77*<br>0,29-0,92  | 0,61*<br>-0,16-0,88 | 0,77*<br>0,43-0,91 | 0,64*<br>-0,24-0,88 | 0,87*<br>0,48-0,96 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,53*<br>0,23-0,77  | 0,54*<br>0,16-0,79 | 0,39*<br>-0,07-0,72 | 0,38*<br>-0,11-0,74 | 0,56*<br>0,10-0,82 | 0,54*<br>-0,05-0,83 | 0,85*<br>0,63-0,94 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,64*<br>0,37-0,84  | 0,74*<br>0,46-0,89 | 0,41*<br>-0,05-0,73 | 0,42*<br>-0,06-0,75 | 0,69*<br>0,28-0,88 | 0,71*<br>0,24-0,89  | 0,91*<br>0,77-0,97 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,84*<br>0,65-0,95  | 0,87*<br>0,66-0,96 | 0,74*<br>0,29-0,92  | 0,77*<br>0,38-0,93  | 0,87*<br>0,58-0,96 | 0,89*<br>-0,04-0,98 | 0,87*<br>0,57-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,78*<br>0,54-0,93  | 0,70*<br>0,32-0,89 | 0,71*<br>0,21-0,91  | 0,58*<br>-0,03-0,87 | 0,86*<br>0,57-0,96 | 0,86*<br>0,59-0,96  | 0,92*<br>0,72-0,98 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,67*<br>0,39-0,89  | 0,61*<br>0,15-0,85 | 0,61*<br>0,07-0,88  | 0,47<br>-0,09-0,82  | 0,80*<br>0,43-0,94 | 0,66*<br>0,17-0,89  | 0,76*<br>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  |
| MĘŻCZYŹNI    | 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, uzyskiwano 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 prostujące i zginające) 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<br>$n = 35$  | 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      |
| KOBIEТЫ<br>$n = 20$   | 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      |
|                       | 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      |
| MĘŻCZYŹNI<br>$n = 15$ | 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      |
|                       | 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<br>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<br>±95%CI | 0,88*<br>0,74-0,95  | 0,92*<br>0,74-0,97  | 0,78*<br>-0,19-0,93 | 0,80*<br>0,19-0,94  | 0,89*<br>0,54-0,96  | 0,86*<br>0,64-0,94  | 0,94*<br>0,86-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,87*<br>0,75-0,94  | 0,92*<br>0,81-0,96  | 0,83*<br>0,28-0,94  | 0,80*<br>0,35-0,92  | 0,93*<br>0,84-0,97  | 0,88*<br>0,71-0,95  | 0,92*<br>0,83-0,96 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,90*<br>0,81-0,96  | 0,88*<br>0,72-0,94  | 0,76*<br>0,34-0,90  | 0,85*<br>0,56-0,94  | 0,95*<br>0,86-0,98  | 0,92*<br>0,82-0,96  | 0,90*<br>0,79-0,96 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,46*<br>0,20-0,71  | 0,72*<br>0,42-0,88  | 0,32*<br>-0,09-0,66 | 0,16<br>-0,14-0,52  | 0,61*<br>0,05-0,85  | 0,29<br>-0,1-0,65   | 0,69*<br>0,33-0,87 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,53*<br>0,19-0,78  | 0,57*<br>0,19-0,80  | 0,38*<br>-0,10-0,73 | 0,30*<br>-0,17-0,68 | 0,69*<br>0,04-0,90  | 0,51*<br>-0,22-0,82 | 0,81*<br>0,54-0,93 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,74*<br>0,45-0,90  | 0,81*<br>0,56-0,92  | 0,58*<br>0,01-0,84  | 0,51*<br>-0,22-0,83 | 0,87*<br>-0,18-0,96 | 0,79*<br>-0,13-0,94 | 0,89*<br>0,72-0,96 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,74*<br>0,39-0,94  | 0,78*<br>-0,14-0,94 | 0,53*<br>-0,10-0,88 | 0,49*<br>-0,25-0,86 | 0,73*<br>0,14-0,93  | 0,70*<br>0,17-0,92  | 0,83*<br>0,3-0,97  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,79*<br>0,51-0,95  | 0,75*<br>0,37-0,91  | 0,74*<br>0,18-0,93  | 0,68*<br>0,08-0,92  | 0,84*<br>0,48-0,96  | 0,73*<br>0,18-0,93  | 0,77*<br>0,14-0,96 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,66*<br>0,32-0,92  | 0,55*<br>0,08-0,82  | 0,32<br>-0,17-0,75  | 0,57*<br>-0,13-0,89 | 0,82*<br>0,44-0,95  | 0,70*<br>0,16-0,92  | 0,49<br>-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<br>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<br>±95%CI | 0,88*<br>0,75-0,95  | 0,94*<br>0,89-0,97 | 0,88*<br>0,69-0,95  | 0,86*<br>0,42-0,95  | 0,89*<br>0,63-0,96 | 0,84*<br>0,26-0,95  | 0,89*<br>0,75-0,95  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,85*<br>0,70-0,93  | 0,92*<br>0,85-0,96 | 0,83*<br>0,54-0,93  | 0,76*<br>0,38-0,90  | 0,91*<br>0,72-0,96 | 0,85*<br>0,46-0,95  | 0,89*<br>0,76-0,95  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,86*<br>0,76-0,93  | 0,94*<br>0,89-0,97 | 0,82*<br>0,59-0,92  | 0,83*<br>0,66-0,92  | 0,87*<br>0,71-0,94 | 0,87*<br>0,73-0,94  | 0,82*<br>0,62-0,92  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,68*<br>0,38-0,86  | 0,77*<br>0,51-0,90 | 0,73*<br>0,25-0,90  | 0,55*<br>-0,06-0,84 | 0,71*<br>0,11-0,90 | 0,57*<br>-0,17-0,86 | 0,84*<br>0,5-0,94   |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,42*<br>0,15-0,70  | 0,53*<br>0,14-0,78 | 0,32*<br>-0,09-0,67 | 0,23*<br>-0,11-0,60 | 0,59*<br>0,06-0,84 | 0,47*<br>-0,17-0,81 | 0,67*<br>0,31-0,87  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,41*<br>0,17-0,67  | 0,71*<br>0,40-0,87 | 0,25<br>-0,12-0,60  | 0,31*<br>-0,10-0,66 | 0,42*<br>0,00-0,73 | 0,54*<br>0,04-0,82  | 0,51*<br>0,04-0,79  |
| MĘŻCZYZNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,69*<br>0,35-0,93  | 0,90*<br>0,74-0,97 | 0,63*<br>0,10-0,89  | 0,75*<br>0,25-0,94  | 0,72*<br>0,26-0,92 | 0,67*<br>0,12-0,91  | 0,57<br>-0,22-0,91  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,68*<br>0,33-0,92  | 0,71*<br>0,34-0,89 | 0,70*<br>0,17-0,92  | 0,45<br>-0,29-0,85  | 0,85*<br>0,54-0,96 | 0,67*<br>0,03-0,92  | 0,72*<br>0,04-0,95  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,49*<br>0,14-0,85  | 0,69*<br>0,29-0,89 | 0,63*<br>0,04-0,89  | 0,40<br>-0,15-0,81  | 0,85*<br>0,52-0,96 | 0,47<br>-0,17-0,85  | 0,55*<br>-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     |           |           |
| WSZYSCY<br>$n = 35$   | 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      |
| KOBIETY<br>$n = 20$   | 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      |
|                       | 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      |
| MĘŻCZYŹNI<br>$n = 15$ | 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, najslabszą 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 współczynnikami 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<br>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<br>±95%CI | 0,90*<br>0,79-0,96  | 0,93*<br>0,80-0,97  | 0,84*<br>-0,09-0,95 | 0,86*<br>0,45-0,95  | 0,93*<br>0,68-0,97 | 0,91*<br>0,80-0,96 | 0,95*<br>0,90-0,98 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,89*<br>0,76-0,95  | 0,91*<br>0,67-0,97  | 0,82*<br>-0,20-0,94 | 0,81*<br>0,27-0,93  | 0,94*<br>0,86-0,97 | 0,93*<br>0,83-0,97 | 0,94*<br>0,87-0,97 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,87*<br>0,75-0,93  | 0,85*<br>0,64-0,93  | 0,76*<br>0,30-0,91  | 0,75*<br>0,36-0,90  | 0,95*<br>0,87-0,98 | 0,94*<br>0,87-0,97 | 0,92*<br>0,82-0,96 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,65*<br>0,39-0,84  | 0,81*<br>0,50-0,92  | 0,51*<br>-0,05-0,81 | 0,51*<br>0,02-0,79  | 0,74*<br>0,16-0,91 | 0,65*<br>0,27-0,85 | 0,71*<br>0,37-0,88 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,63*<br>0,30-0,84  | 0,65*<br>0,26-0,85  | 0,44*<br>-0,10-0,77 | 0,42*<br>-0,22-0,77 | 0,75*<br>0,17-0,92 | 0,74*<br>0,13-0,92 | 0,86*<br>0,66-0,95 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,81*<br>0,56-0,92  | 0,80*<br>0,52-0,92  | 0,62*<br>0,04-0,86  | 0,63*<br>-0,24-0,88 | 0,91*<br>0,57-0,97 | 0,91*<br>0,51-0,97 | 0,93*<br>0,83-0,98 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,70*<br>0,38-0,90  | 0,78*<br>0,36-0,92  | 0,60*<br>-0,14-0,90 | 0,55*<br>-0,08-0,86 | 0,78*<br>0,29-0,94 | 0,64*<br>0,14-0,89 | 0,90*<br>0,67-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,75*<br>0,49-0,92  | 0,78*<br>-0,24-0,94 | 0,73*<br>0,13-0,93  | 0,59*<br>0,05-0,87  | 0,87*<br>0,59-0,96 | 0,75*<br>0,28-0,93 | 0,81*<br>0,40-0,95 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,52*<br>0,22-0,82  | 0,52*<br>0,02-0,81  | 0,34<br>-0,13-0,74  | 0,19<br>-0,27-0,65  | 0,81*<br>0,45-0,94 | 0,72*<br>0,24-0,92 | 0,63*<br>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<br>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<br>±95%CI | 0,95*<br>0,91-0,97  | 0,96*<br>0,93-0,98 | 0,93*<br>0,86-0,97  | 0,94*<br>0,88-0,97  | 0,96*<br>0,91-0,98 | 0,95*<br>0,89-0,98 | 0,93*<br>0,85-0,97 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,89*<br>0,81-0,94  | 0,93*<br>0,86-0,96 | 0,85*<br>0,64-0,93  | 0,83*<br>0,64-0,92  | 0,91*<br>0,81-0,96 | 0,91*<br>0,81-0,96 | 0,93*<br>0,86-0,97 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,92*<br>0,87-0,96  | 0,94*<br>0,88-0,97 | 0,91*<br>0,75-0,96  | 0,88*<br>0,76-0,94  | 0,94*<br>0,86-0,97 | 0,92*<br>0,85-0,96 | 0,94*<br>0,87-0,97 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,84*<br>0,69-0,93  | 0,87*<br>0,70-0,95 | 0,79*<br>0,40-0,92  | 0,77*<br>0,40-0,91  | 0,89*<br>0,72-0,96 | 0,86*<br>0,66-0,95 | 0,87*<br>0,68-0,95 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,54*<br>0,28-0,77  | 0,56*<br>0,19-0,80 | 0,37*<br>-0,06-0,70 | 0,32*<br>-0,09-0,67 | 0,61*<br>0,23-0,83 | 0,65*<br>0,23-0,86 | 0,83*<br>0,59-0,94 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,66*<br>0,42-0,84  | 0,70*<br>0,39-0,87 | 0,47*<br>0,02-0,76  | 0,49*<br>0,01-0,78  | 0,64*<br>0,27-0,85 | 0,73*<br>0,38-0,90 | 0,92*<br>0,79-0,97 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,79*<br>0,56-0,93  | 0,87*<br>0,65-0,95 | 0,78*<br>0,39-0,94  | 0,82*<br>0,45-0,95  | 0,82*<br>0,46-0,95 | 0,79*<br>0,40-0,94 | 0,62*<br>0,03-0,89 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,77*<br>0,52-0,93  | 0,86*<br>0,64-0,95 | 0,82*<br>0,44-0,95  | 0,64*<br>0,08-0,89  | 0,80*<br>0,39-0,94 | 0,72*<br>0,22-0,92 | 0,66*<br>0,09-0,90 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,71*<br>0,43-0,90  | 0,69*<br>0,29-0,89 | 0,78*<br>0,41-0,94  | 0,53*<br>-0,10-0,85 | 0,84*<br>0,53-0,95 | 0,70*<br>0,19-0,91 | 0,65*<br>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 |
| MĘŻCZYŹNI    | 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 przyspieszania 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<br>$n = 35$  | 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      |
|                       | 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<br>$n = 20$   | 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      |
|                       | 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<br>$n = 15$ | 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      |
|                       | 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<br>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<br>±95%CI | 0,66*<br>0,47-0,81  | 0,85*<br>0,72-0,92  | 0,61*<br>0,08-0,83  | 0,51*<br>0,14-0,74  | 0,69*<br>0,29-0,86  | 0,54*<br>0,21-0,76  | 0,69*<br>0,43-0,85  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,32*<br>0,14-0,54  | 0,66*<br>0,42-0,81  | 0,32*<br>-0,02-0,60 | 0,19<br>-0,12-0,50  | 0,33*<br>-0,04-0,62 | 0,42*<br>0,08-0,68  | 0,16<br>-0,24-0,51  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,58*<br>0,39-0,75  | 0,75*<br>0,50-0,87  | 0,57*<br>0,17-0,79  | 0,39*<br>0,04-0,65  | 0,71*<br>0,47-0,85  | 0,55*<br>0,23-0,77  | 0,57*<br>0,25-0,78  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,47*<br>0,17-0,73  | 0,77<br>0,43-0,91   | 0,45*<br>-0,11-0,81 | 0,27*<br>-0,11-0,63 | 0,50*<br>-0,23-0,81 | 0,29*<br>-0,10-0,65 | 0,62*<br>0,21-0,85  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,09<br>-0,06-0,35  | 0,42<br>0,01-0,71   | 0,04<br>-0,35-0,46  | 0,06<br>-0,2-0,41   | 0,02<br>-0,47-0,48  | 0,24<br>-0,13-0,6   | -0,01<br>-0,48-0,46 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,47*<br>0,21-0,72  | 0,61<br>0,16-0,84   | 0,35*<br>-0,07-0,68 | 0,32*<br>-0,11-0,67 | 0,54*<br>0,12-0,80  | 0,53*<br>0,11-0,80  | 0,63*<br>0,23-0,85  |
| MĘŻCZYZNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,18<br>-0,08-0,59  | 0,03<br>-0,53-0,53  | -0,05<br>-0,68-0,56 | 0,33<br>-0,18-0,74  | 0,35<br>-0,35-0,78  | 0,26<br>-0,31-0,72  | 0,12<br>-0,5-0,67   |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,23<br>-0,05-0,63  | 0,01<br>-0,54-0,52  | 0,55<br>-0,03-0,85  | -0,27<br>-0,8-0,40  | 0,19<br>-0,51-0,70  | 0,46<br>-0,15-0,82  | 0,4<br>-0,17-0,80   |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,20<br>-0,03-0,59  | -0,19<br>-0,64-0,35 | 0,25<br>-0,23-0,69  | 0,02<br>-0,53-0,58  | 0,57*<br>0,05-0,86  | 0,25<br>-0,26-0,70  | 0,20<br>-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              |
| WSZYSTCY     | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,31*<br>0,12-0,53  | 0,25<br>-0,10-0,54  | 0,45*<br>0,12-0,69  | 0,41*<br>0,05-0,68  | 0,28<br>-0,06-0,57  | -0,21<br>-0,55-0,18 | 0,59*<br>0,29-0,79  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,35*<br>0,15-0,57  | 0,68*<br>0,46-0,82  | 0,27<br>-0,11-0,58  | 0,12<br>-0,27-0,47  | 0,32*<br>-0,03-0,61 | 0,11<br>-0,26-0,46  | 0,59<br>0,27-0,79   |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,63*<br>0,46-0,78  | 0,87*<br>0,75-0,93  | 0,62*<br>0,34-0,8   | 0,49*<br>0,16-0,72  | 0,60*<br>0,31-0,79  | 0,41*<br>0,07-0,67  | 0,78*<br>0,58-0,89  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,22*<br>0,00-0,52  | 0,14<br>-0,33-0,55  | 0,63*<br>0,25-0,84  | 0,38<br>-0,12-0,72  | 0,14<br>-0,33-0,56  | -0,5<br>-0,83-0,00  | 0,6<br>0,18-0,84    |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,21*<br>0,00-0,51  | 0,69<br>0,35-0,87   | 0,15<br>-0,36-0,57  | -0,28<br>-0,72-0,25 | 0,27<br>-0,19-0,64  | -0,14<br>-0,57-0,35 | 0,57<br>0,15-0,82   |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,44*<br>0,21-0,70  | 0,83<br>0,63-0,93   | 0,38*<br>-0,04-0,70 | 0,16<br>-0,23-0,55  | 0,44*<br>0-0,74     | 0,15<br>-0,30-0,56  | 0,71<br>0,37-0,88   |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,32*<br>0,06-0,69  | -0,03<br>-0,55-0,48 | 0,12<br>-0,29-0,60  | -0,10<br>-0,67-0,51 | 0,46*<br>-0,07-0,81 | 0,57*<br>-0,04-0,86 | 0,56*<br>-0,07-0,87 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,28*<br>-0,01-0,68 | 0,33<br>-0,22-0,71  | 0,02<br>-0,56-0,59  | 0,55<br>-0,04-0,86  | 0,11<br>-0,52-0,65  | 0,43<br>-0,25-0,81  | 0,36<br>-0,33-0,79  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | -0,03<br>-0,20-0,35 | 0,3<br>-0,14-0,68   | -0,15<br>-0,77-0,50 | 0,19<br>-0,48-0,70  | -0,31<br>-0,76-0,33 | -0,24<br>-0,7-0,38  | 0,12<br>-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 I PROSTUJĄCYCH I ZGINAJĄCYCH 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 ( $M_{max}$ ), 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<br>p K vs M |            | Pomiar 2<br>p K vs M |            | Pomiar 3<br>p K vs M |            | Pomiar 4<br>p K vs M |            |
|-----------------|----------------------|----------------------|------------|----------------------|------------|----------------------|------------|----------------------|------------|
|                 |                      | pr                   | zg         | pr                   | zg         | pr                   | zg         | pr                   | zg         |
| $Mm_{max}$ [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 *           | 0,0004 *   | < 0,0001 *           | < 0,0001 * | 0,0002 *             | < 0,0001 * |
| $W_{max}$ [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 * |
| $W_{total}$ [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 *           | < 0,0001 * | < 0,0001 *           | < 0,0001 * |
| $P_{sr}$ [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,  $Mm_{max}$  – szczytowy moment siły mięśniowej,  $W_{max}$  – praca maksymalna,  $W_{total}$  – praca całkowita,

$P_{sr}$  – 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 osiągane przez mężczyzn były istotnie wyższe w porównaniu z wynikami kobiet. Wartości  $Mm_{max}$  mięśni prostujących i zginających 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 były 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<br>n = 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      |
|                     | 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      |
| KOBIECY<br>n = 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      |
|                     | 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<br>n = 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      |
|                     | 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] | Współ-czynnik | Pomiar              |                     |                     |                     |                    |                    |                     |
|--------------|----------------------|---------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--------------------|---------------------|
|              |                      |               | 1 vs 2<br>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<br>±95%CI | 0,80*<br>0,69-0,89  | 0,87*<br>0,75-0,93  | 0,82*<br>0,67-0,9   | 0,69*<br>0,47-0,83  | 0,87*<br>0,75-0,93 | 0,79*<br>0,62-0,89 | 0,58*<br>0,29-0,77  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,79*<br>0,65-0,89  | 0,89*<br>0,78-0,95  | 0,78*<br>0,58-0,9   | 0,85*<br>0,7-0,93   | 0,84*<br>0,68-0,93 | 0,77*<br>0,56-0,89 | 0,62*<br>0,34-0,79  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,76*<br>0,64-0,87  | 0,91*<br>0,82-0,95  | 0,82*<br>0,68-0,91  | 0,67*<br>0,44-0,82  | 0,90*<br>0,8-0,95  | 0,69*<br>0,46-0,84 | 0,57*<br>0,28-0,77  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,73*<br>0,59-0,85  | 0,86*<br>0,74-0,93  | 0,76*<br>0,57-0,87  | 0,64*<br>0,39-0,8   | 0,89*<br>0,78-0,94 | 0,58*<br>0,3-0,77  | 0,51*<br>0,19-0,73  |
| KOBIEITY     | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,47*<br>0,21-0,73  | 0,45*<br>0,02-0,74  | 0,46*<br>-0,01-0,76 | 0,27<br>-0,22-0,66  | 0,61*<br>0,21-0,84 | 0,58*<br>0,17-0,82 | 0,08<br>-0,46-0,56  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,23<br>-0,05-0,64  | 0,50*<br>-0,05-0,81 | 0,44<br>-0,13-0,8   | 0,73*<br>0,33-0,91  | 0,28<br>-0,31-0,72 | 0,19<br>-0,41-0,68 | 0,42<br>-0,12-0,76  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,24*<br>0-0,56     | 0,60*<br>0,21-0,82  | 0,42*<br>-0,02-0,73 | 0,32<br>-0,19-0,69  | 0,67*<br>0,3-0,86  | 0,21<br>-0,31-0,63 | 0,04<br>-0,5-0,54   |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,41*<br>0,15-0,7   | 0,61*<br>0,17-0,85  | 0,33<br>-0,11-0,67  | 0,53*<br>0,11-0,8   | 0,64*<br>0,26-0,85 | 0,47*<br>0,02-0,77 | 0,16<br>-0,4-0,61   |
| MĘŻCZYŻNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,59*<br>0,34-0,81  | 0,85*<br>0,53-0,95  | 0,60*<br>0,17-0,84  | 0,43*<br>-0,05-0,75 | 0,75*<br>0,4-0,91  | 0,58*<br>0,16-0,83 | 0,39<br>-0,09-0,73  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,42*<br>0,16-0,72  | 0,68*<br>0,25-0,88  | 0,54*<br>0,03-0,82  | 0,37<br>-0,17-0,73  | 0,73*<br>0,31-0,91 | 0,36<br>-0,1-0,72  | -0,04<br>-0,55-0,46 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,53*<br>0,27-0,77  | 0,76*<br>0,44-0,91  | 0,75*<br>0,42-0,91  | 0,36<br>-0,13-0,71  | 0,84*<br>0,6-0,94  | 0,38<br>-0,1-0,73  | 0,40<br>-0,12-0,74  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,39*<br>0,14-0,68  | 0,61*<br>0,17-0,85  | 0,56*<br>0,11-0,82  | 0,24<br>-0,27-0,64  | 0,81*<br>0,54-0,93 | 0,13<br>-0,38-0,58 | 0,08<br>-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        | Pomiar              |                    |                    |                    |                    |                     |                     |
|--------------|----------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---------------------|---------------------|
|              |                      |                     | 1 vs 2<br>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<br>$\pm 95\%CI$ | 0,82*<br>0,72-0,9   | 0,84*<br>0,7-0,91  | 0,75*<br>0,56-0,87 | 0,87*<br>0,75-0,93 | 0,90*<br>0,81-0,95 | 0,83*<br>0,68-0,91  | 0,81*<br>0,64-0,90  |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,85*<br>0,74-0,92  | 0,91*<br>0,81-0,96 | 0,87*<br>0,73-0,94 | 0,89*<br>0,77-0,95 | 0,83*<br>0,65-0,92 | 0,80*<br>0,61-0,91  | 0,85*<br>0,71-0,92  |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,70*<br>0,55-0,82  | 0,86*<br>0,75-0,93 | 0,68*<br>0,45-0,83 | 0,69*<br>0,46-0,83 | 0,76*<br>0,57-0,87 | 0,75*<br>0,55-0,87  | 0,75*<br>0,55-0,87  |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,66*<br>0,5-0,8    | 0,88*<br>0,77-0,94 | 0,61*<br>0,34-0,78 | 0,60*<br>0,34-0,78 | 0,63*<br>0,36-0,8  | 0,62*<br>0,34-0,8   | 0,41*<br>0,07-0,67  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,21*<br>-0,01-0,54 | 0,17<br>-0,31-0,57 | 0,13<br>-0,38-0,56 | 0,20<br>-0,25-0,6  | 0,88*<br>0,72-0,95 | 0,14<br>-0,32-0,57  | 0,08<br>-0,46-0,56  |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,54*<br>0,22-0,83  | 0,88*<br>0,63-0,96 | 0,72*<br>0,29-0,91 | 0,70*<br>0,26-0,9  | 0,68*<br>0,19-0,9  | 0,54*<br>-0,05-0,84 | 0,2<br>-0,35-0,64   |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,38*<br>0,12-0,67  | 0,82*<br>0,61-0,93 | 0,71*<br>0,38-0,88 | 0,17<br>-0,32-0,59 | 0,79*<br>0,52-0,91 | 0,13<br>-0,33-0,55  | -0,18<br>-0,66-0,37 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,40*<br>0,14-0,7   | 0,77*<br>0,5-0,9   | 0,56*<br>0,13-0,81 | 0,09<br>-0,43-0,54 | 0,81*<br>0,25-0,94 | 0,02<br>-0,49-0,51  | -0,15<br>-0,66-0,4  |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,64*<br>0,41-0,84  | 0,72*<br>0,38-0,89 | 0,53*<br>0,06-0,8  | 0,74*<br>0,43-0,9  | 0,58*<br>0,15-0,83 | 0,60<br>0,19-0,84   | 0,76*<br>0,42-0,91  |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,53*<br>0,26-0,79  | 0,56*<br>0,08-0,83 | 0,63*<br>0,18-0,87 | 0,66*<br>0,25-0,87 | 0,41<br>-0,1-0,77  | 0,27<br>-0,24-0,68  | 0,70*<br>0,32-0,88  |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,22*<br>-0,01-0,54 | 0,54*<br>0,07-0,81 | 0,03<br>-0,46-0,5  | 0,32<br>-0,2-0,69  | 0,15<br>-0,38-0,6  | 0,57*<br>0,12-0,82  | 0,03<br>-0,46-0,5   |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,46*<br>0,21-0,72  | 0,85*<br>0,6-0,94  | 0,18<br>-0,36-0,62 | 0,47*<br>0-0,77    | 0,14<br>-0,37-0,59 | 0,57*<br>0,1-0,83   | -0,06<br>-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 prędkościami  $60^\circ/\text{s}$  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 osiągnięte 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 prostujących i zginających 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    |         |           |
| WSZYSTYCH<br>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      |
|                     | 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<br>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      |
|                     | 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<br>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      |
|                     | 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<br>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<br>±95%CI | 0,88*<br>0,81-0,94  | 0,96*<br>0,92-0,98 | 0,88*<br>0,78-0,94 | 0,87*<br>0,76-0,93 | 0,91*<br>0,83-0,96 | 0,89*<br>0,8-0,95  | 0,79*<br>0,6-0,89   |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,81*<br>0,68-0,9   | 0,86*<br>0,73-0,93 | 0,81*<br>0,62-0,91 | 0,93*<br>0,86-0,97 | 0,72*<br>0,45-0,86 | 0,83*<br>0,67-0,92 | 0,77*<br>0,57-0,88  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,90*<br>0,84-0,95  | 0,95*<br>0,9-0,97  | 0,90*<br>0,81-0,95 | 0,90*<br>0,82-0,95 | 0,93*<br>0,86-0,96 | 0,9*<br>0,81-0,95  | 0,86*<br>0,73-0,93  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,83*<br>0,72-0,9   | 0,89*<br>0,79-0,94 | 0,76*<br>0,57-0,87 | 0,79*<br>0,63-0,89 | 0,90*<br>0,81-0,95 | 0,83*<br>0,68-0,91 | 0,79*<br>0,61-0,89  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,75*<br>0,55-0,89  | 0,92*<br>0,78-0,97 | 0,75*<br>0,45-0,9  | 0,77*<br>0,47-0,91 | 0,87*<br>0,69-0,95 | 0,75*<br>0,42-0,9  | 0,70*<br>0,29-0,89  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,79*<br>0,55-0,93  | 0,85*<br>0,61-0,95 | 0,76*<br>0,37-0,92 | 0,87*<br>0,62-0,96 | 0,76*<br>0,34-0,92 | 0,73*<br>0,29-0,92 | 0,72*<br>0,33-0,9   |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,70*<br>0,48-0,87  | 0,84*<br>0,65-0,93 | 0,76*<br>0,46-0,90 | 0,70*<br>0,33-0,88 | 0,82*<br>0,59-0,93 | 0,67*<br>0,3-0,86  | 0,75*<br>0,42-0,91  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,75*<br>0,54-0,9   | 0,85*<br>0,65-0,94 | 0,67*<br>0,33-0,86 | 0,61*<br>0,21-0,84 | 0,79*<br>0,51-0,92 | 0,70*<br>0,34-0,88 | 0,77*<br>0,44-0,92  |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,63<br>0,39-0,83   | 0,83*<br>0,58-0,94 | 0,68*<br>0,28-0,87 | 0,50*<br>0,04-0,78 | 0,72*<br>0,34-0,9  | 0,64*<br>0,19-0,86 | 0,44*<br>-0,02-0,75 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,35<br>0,09-0,67   | 0,25<br>-0,34-0,69 | 0,53*<br>0,03-0,82 | 0,72*<br>0,36-0,9  | 0,16<br>-0,42-0,64 | 0,29<br>-0,26-0,7  | 0,37<br>-0,13-0,72  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,69<br>0,48-0,87   | 0,82*<br>0,56-0,93 | 0,81*<br>0,55-0,93 | 0,83*<br>0,59-0,93 | 0,81*<br>0,52-0,93 | 0,70*<br>0,33-0,88 | 0,72*<br>0,37-0,89  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,52<br>0,27-0,77   | 0,65*<br>0,23-0,86 | 0,55*<br>0,09-0,81 | 0,61*<br>0,19-0,84 | 0,79*<br>0,49-0,92 | 0,53*<br>0,08-0,8  | 0,59*<br>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<br>vs 3 vs 4 | 1 vs 2             | 1 vs 3             | 1 vs 4             | 2 vs 3              | 2 vs 4             | 3 vs 4             |
| WSZYSTYCH    | 60                   | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,94*<br>0,9-0,97   | 0,96*<br>0,92-0,98 | 0,93*<br>0,86-0,96 | 0,95*<br>0,91-0,98 | 0,95*<br>0,89-0,97  | 0,94*<br>0,88-0,97 | 0,95*<br>0,89-0,97 |
|              | 120                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,89*<br>0,81-0,95  | 0,89*<br>0,77-0,95 | 0,96*<br>0,92-0,98 | 0,92*<br>0,82-0,96 | 0,85*<br>0,69-0,93  | 0,84*<br>0,68-0,93 | 0,94*<br>0,87-0,97 |
|              | 180                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,90*<br>0,84-0,95  | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,91*<br>0,82-0,95 | 0,90*<br>0,8-0,95  | 0,92*<br>0,8-0,97   | 0,91*<br>0,83-0,96 | 0,88*<br>0,77-0,94 |
|              | 240                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,86*<br>0,77-0,92  | 0,89*<br>0,79-0,94 | 0,82*<br>0,66-0,9  | 0,84*<br>0,71-0,92 | 0,86*<br>0,71-0,93  | 0,86*<br>0,74-0,93 | 0,92*<br>0,83-0,96 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,75*<br>0,55-0,89  | 0,86*<br>0,67-0,94 | 0,81*<br>0,54-0,93 | 0,80*<br>0,53-0,92 | 0,88*<br>0,68-0,96  | 0,73*<br>0,4-0,89  | 0,73*<br>0,37-0,9  |
|              | 120                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,82*<br>0,61-0,94  | 0,90*<br>0,72-0,97 | 0,87*<br>0,62-0,96 | 0,83*<br>0,51-0,95 | 0,96*<br>0,84-0,99  | 0,82*<br>0,49-0,94 | 0,77*<br>0,45-0,92 |
|              | 180                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,75*<br>0,55-0,89  | 0,87*<br>0,71-0,95 | 0,87*<br>0,68-0,95 | 0,72*<br>0,38-0,89 | 0,92*<br>-0,09-0,98 | 0,79*<br>0,51-0,92 | 0,77*<br>0,45-0,92 |
|              | 240                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,75*<br>0,53-0,9   | 0,90*<br>0,75-0,96 | 0,84*<br>0,57-0,94 | 0,74*<br>0,42-0,89 | 0,86*<br>0-0,97     | 0,79*<br>0,41-0,92 | 0,76*<br>0,42-0,91 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,73*<br>0,52-0,88  | 0,78*<br>0,49-0,92 | 0,67*<br>0,26-0,87 | 0,80*<br>0,54-0,92 | 0,72*<br>0,36-0,89  | 0,69*<br>0,32-0,88 | 0,78*<br>0,48-0,92 |
|              | 120                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,59*<br>0,32-0,82  | 0,49*<br>-0,06-0,8 | 0,90*<br>0,73-0,97 | 0,69*<br>0,29-0,88 | 0,37<br>-0,23-0,76  | 0,30<br>-0,29-0,71 | 0,78*<br>0,49-0,92 |
|              | 180                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,67*<br>0,45-0,85  | 0,70*<br>0,34-0,88 | 0,75*<br>0,41-0,9  | 0,77*<br>0,46-0,91 | 0,71*<br>0,33-0,89  | 0,69*<br>0,32-0,88 | 0,71*<br>0,34-0,89 |
|              | 240                  | ICC $\pm 95\%CI$              | 0,69*<br>0,46-0,86  | 0,76*<br>0,43-0,91 | 0,64*<br>0,22-0,86 | 0,73*<br>0,39-0,89 | 0,67*<br>0,27-0,87  | 0,68*<br>0,3-0,87  | 0,84*<br>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 |
| MĘŻCZYŹNI    | 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  $W_{\text{total}}$  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  $W_{\text{total}}$  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     |         |           |
| WSZYSTYCH<br>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      |
|                     | 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      |
| KOBIETY<br>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      |
|                     | 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<br>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      |
|                     | 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  $W_{\text{total}}$  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). Najwyższa 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  $P_{\text{sr}}$  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 między prostującymi staw łokciowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach

| Grupa badana | Prędkość ruchu [°/s] | Współczynnik  | Pomiar              |                    |                    |                     |                    |                    |                    |
|--------------|----------------------|---------------|---------------------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
|              |                      |               | 1 vs 2<br>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<br>±95%CI | 0,87*<br>0,79-0,93  | 0,94*<br>0,88-0,97 | 0,85*<br>0,72-0,92 | 0,85*<br>0,72-0,92  | 0,90*<br>0,81-0,95 | 0,90*<br>0,8-0,95  | 0,81*<br>0,64-0,9  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,85*<br>0,74-0,93  | 0,86*<br>0,7-0,93  | 0,77*<br>0,54-0,89 | 0,91*<br>0,81-0,96  | 0,94*<br>0,87-0,97 | 0,89*<br>0,76-0,95 | 0,78*<br>0,59-0,89 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,89*<br>0,81-0,94  | 0,92*<br>0,85-0,96 | 0,87*<br>0,75-0,93 | 0,88*<br>0,77-0,94  | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,88*<br>0,78-0,94 | 0,88*<br>0,78-0,94 |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,81*<br>0,7-0,89   | 0,87*<br>0,76-0,93 | 0,72*<br>0,52-0,85 | 0,79*<br>0,62-0,89  | 0,87*<br>0,75-0,93 | 0,84*<br>0,69-0,92 | 0,79*<br>0,61-0,89 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,63*<br>0,39-0,83  | 0,76*<br>0,49-0,9  | 0,58*<br>0,17-0,82 | 0,35*<br>-0,15-0,7  | 0,87*<br>0,68-0,95 | 0,82*<br>0,57-0,93 | 0,73*<br>0,37-0,9  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,91*<br>0,83-0,95  | 0,90*<br>0,79-0,95 | 0,94*<br>0,87-0,97 | 0,89*<br>0,77-0,95  | 0,92*<br>0,79-0,97 | 0,90*<br>0,78-0,96 | 0,93*<br>0,86-0,97 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,68*<br>0,46-0,86  | 0,81*<br>0,58-0,92 | 0,76*<br>0,46-0,9  | 0,72*<br>0,37-0,89  | 0,72*<br>0,39-0,88 | 0,72*<br>0,39-0,89 | 0,69*<br>0,3-0,89  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,69*<br>0,47-0,86  | 0,79*<br>0,55-0,91 | 0,66*<br>0,31-0,86 | 0,61*<br>0,22-0,84  | 0,80*<br>0,55-0,92 | 0,68*<br>0,31-0,87 | 0,80*<br>0,51-0,93 |
| MĘŻCZYZNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,66*<br>0,44-0,85  | 0,82*<br>0,57-0,93 | 0,66*<br>0,24-0,87 | 0,64*<br>0,18-0,86  | 0,72*<br>0,34-0,9  | 0,65*<br>0,22-0,87 | 0,53*<br>0,09-0,8  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,57*<br>0,3-0,81   | 0,52*<br>0,05-0,81 | 0,50*<br>0,01-0,8  | 0,74*<br>0,38-0,91  | 0,86*<br>0,61-0,95 | 0,60*<br>0,09-0,85 | 0,39<br>-0,09-0,73 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,67*<br>0,45-0,85  | 0,70*<br>0,34-0,89 | 0,66*<br>0,24-0,87 | 0,65*<br>0,27-0,85  | 0,86*<br>0,64-0,95 | 0,67*<br>0,24-0,87 | 0,64*<br>0,25-0,85 |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,51*<br>0,26-0,76  | 0,64*<br>0,21-0,86 | 0,35<br>-0,16-0,71 | 0,44*<br>-0,05-0,76 | 0,71*<br>0,35-0,89 | 0,57*<br>0,12-0,83 | 0,49*<br>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<br>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<br>$\pm 95\%$ CI | 0,91*<br>0,85-0,95  | 0,93*<br>0,87-0,96 | 0,89*<br>0,79-0,94 | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,89*<br>0,79-0,95  | 0,91*<br>0,83-0,96 | 0,95*<br>0,9-0,97  |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,91*<br>0,83-0,95  | 0,90*<br>0,79-0,95 | 0,94*<br>0,87-0,97 | 0,89*<br>0,77-0,95 | 0,92*<br>0,79-0,97  | 0,90*<br>0,78-0,96 | 0,93*<br>0,86-0,97 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,90*<br>0,84-0,95  | 0,92*<br>0,86-0,96 | 0,91*<br>0,82-0,95 | 0,89*<br>0,79-0,94 | 0,92*<br>0,79-0,96  | 0,90*<br>0,8-0,95  | 0,89*<br>0,79-0,95 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,85*<br>0,77-0,92  | 0,91*<br>0,84-0,95 | 0,78*<br>0,6-0,88  | 0,82*<br>0,67-0,9  | 0,86*<br>0,71-0,93  | 0,88*<br>0,75-0,94 | 0,93*<br>0,86-0,97 |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,65*<br>0,41-0,84  | 0,74*<br>0,46-0,89 | 0,70*<br>0,36-0,88 | 0,50*<br>0,03-0,79 | 0,91*<br>0,74-0,97  | 0,65*<br>0,18-0,87 | 0,80*<br>0,5-0,93  |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,69*<br>0,39-0,9   | 0,77*<br>0,36-0,93 | 0,71*<br>0,25-0,91 | 0,76*<br>0,32-0,93 | 0,93*<br>0,67-0,98  | 0,79*<br>0,45-0,94 | 0,74*<br>0,38-0,9  |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,74*<br>0,54-0,89  | 0,86*<br>0,68-0,94 | 0,87*<br>0,62-0,95 | 0,78*<br>0,5-0,91  | 0,91*<br>-0,08-0,98 | 0,76*<br>0,45-0,9  | 0,76*<br>0,44-0,91 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,76*<br>0,54-0,9   | 0,89*<br>0,73-0,95 | 0,84*<br>0,6-0,94  | 0,76*<br>0,44-0,91 | 0,87*<br>-0,06-0,97 | 0,79*<br>0,3-0,93  | 0,79*<br>0,48-0,93 |
| MĘŻCZYZNI    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,63*<br>0,39-0,83  | 0,74*<br>0,41-0,9  | 0,54*<br>0,06-0,81 | 0,68*<br>0,3-0,87  | 0,44*<br>-0,04-0,76 | 0,58*<br>0,16-0,82 | 0,79*<br>0,51-0,92 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,70*<br>0,46-0,88  | 0,63*<br>0,2-0,86  | 0,90*<br>0,73-0,97 | 0,68*<br>0,28-0,88 | 0,65*<br>0,18-0,88  | 0,57*<br>0,11-0,84 | 0,76*<br>0,43-0,91 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,69*<br>0,47-0,86  | 0,77*<br>0,47-0,91 | 0,66*<br>0,26-0,87 | 0,64*<br>0,24-0,86 | 0,72*<br>0,35-0,89  | 0,68*<br>0,29-0,87 | 0,65*<br>0,24-0,86 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%$ CI | 0,70*<br>0,48-0,87  | 0,84*<br>0,61-0,94 | 0,52*<br>0,04-0,8  | 0,62*<br>0,21-0,84 | 0,69*<br>0,31-0,88  | 0,72*<br>0,38-0,89 | 0,84*<br>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    |         |           |
| WSZYSTYCH<br>n = 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      |
|                     | 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<br>n = 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      |
|                     | 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<br>n = 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      |
|                     | 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 prędkościami 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 przyspieszania 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<br>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<br>$\pm 95\%CI$ | 0,88*<br>0,80-0,93  | 0,93*<br>0,86-0,96 | 0,82*<br>0,66-0,9  | 0,86*<br>0,74-0,93 | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,91<br>0,77-0,96 | 0,89*<br>0,78-0,94 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,88*<br>0,79-0,94  | 0,87*<br>0,71-0,94 | 0,82*<br>0,63-0,91 | 0,90*<br>0,78-0,95 | 0,95*<br>0,88-0,98 | 0,88<br>0,75-0,95 | 0,87*<br>0,76-0,94 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,89*<br>0,82-0,94  | 0,89*<br>0,79-0,94 | 0,89*<br>0,80-0,95 | 0,88*<br>0,77-0,94 | 0,95*<br>0,89-0,97 | 0,89<br>0,79-0,95 | 0,89*<br>0,79-0,95 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,84*<br>0,75-0,92  | 0,87*<br>0,77-0,93 | 0,79*<br>0,63-0,89 | 0,80*<br>0,63-0,89 | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,83<br>0,68-0,91 | 0,86*<br>0,73-0,93 |
| KOBIETY      | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,70*<br>0,48-0,87  | 0,81*<br>0,58-0,92 | 0,62*<br>0,21-0,84 | 0,62*<br>0,20-0,84 | 0,82*<br>0,59-0,93 | 0,90<br>0,76-0,96 | 0,82*<br>0,55-0,94 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,76*<br>0,51-0,92  | 0,74*<br>0,37-0,91 | 0,66*<br>0,15-0,89 | 0,82*<br>0,49-0,94 | 0,61*<br>0,07-0,87 | 0,61<br>0,07-0,87 | 0,85*<br>0,60-0,95 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,79*<br>0,61-0,91  | 0,91*<br>0,77-0,96 | 0,86*<br>0,67-0,94 | 0,82*<br>0,57-0,93 | 0,85*<br>0,64-0,94 | 0,85<br>0,63-0,94 | 0,77*<br>0,44-0,92 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,81*<br>0,63-0,92  | 0,87*<br>0,7-0,95  | 0,74*<br>0,44-0,89 | 0,58*<br>0,15-0,83 | 0,85*<br>0,63-0,94 | 0,59<br>0,15-0,84 | 0,84*<br>0,60-0,94 |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,68*<br>0,45-0,86  | 0,79*<br>0,50-0,92 | 0,51*<br>0,02-0,8  | 0,60*<br>0,21-0,83 | 0,79*<br>0,49-0,93 | 0,68<br>0,1-0,89  | 0,70*<br>0,31-0,89 |
|              | 120                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,67*<br>0,42-0,87  | 0,62*<br>0,14-0,86 | 0,62*<br>0,18-0,86 | 0,72*<br>0,34-0,9  | 0,93*<br>0,77-0,98 | 0,65<br>0,19-0,87 | 0,66*<br>0,28-0,86 |
|              | 180                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,66*<br>0,43-0,85  | 0,54*<br>0,07-0,81 | 0,76*<br>0,44-0,91 | 0,73*<br>0,41-0,89 | 0,87*<br>0,67-0,96 | 0,66<br>0,25-0,87 | 0,79*<br>0,50-0,92 |
|              | 240                  | ICC<br>$\pm 95\%CI$ | 0,62*<br>0,38-0,82  | 0,66*<br>0,25-0,87 | 0,61*<br>0,19-0,84 | 0,59*<br>0,16-0,83 | 0,83*<br>0,55-0,94 | 0,59<br>0,16-0,84 | 0,73*<br>0,34-0,90 |

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 60. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem 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  | Pomiar              |                    |                    |                    |                     |                    |                    |  |
|--------------|----------------------|---------------|---------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|--------------------|--|
|              |                      |               | 1 vs 2<br>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<br>±95%CI | 0,93*<br>0,88-0,96  | 0,95*<br>0,91-0,98 | 0,91*<br>0,83-0,96 | 0,93*<br>0,86-0,96 | 0,93*<br>0,8-0,97   | 0,92*<br>0,82-0,96 | 0,94*<br>0,89-0,97 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,92*<br>0,85-0,96  | 0,91*<br>0,81-0,96 | 0,94*<br>0,87-0,97 | 0,91*<br>0,82-0,96 | 0,93*<br>0,68-0,98  | 0,90*<br>0,77-0,96 | 0,95*<br>0,89-0,97 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,90*<br>0,84-0,95  | 0,92*<br>0,85-0,96 | 0,92*<br>0,84-0,96 | 0,90*<br>0,81-0,95 | 0,92*<br>0,8-0,96   | 0,9*<br>0,81-0,95  | 0,88*<br>0,77-0,94 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,86*<br>0,77-0,92  | 0,89*<br>0,8-0,94  | 0,79*<br>0,63-0,89 | 0,81*<br>0,66-0,9  | 0,91*<br>0,8-0,96   | 0,89*<br>0,76-0,95 | 0,93*<br>0,86-0,97 |  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,73*<br>0,53-0,88  | 0,89*<br>0,75-0,96 | 0,86*<br>0,57-0,95 | 0,74*<br>0,41-0,90 | 0,89*<br>0,56-0,97  | 0,73*<br>0,38-0,9  | 0,67*<br>0,26-0,88 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,74*<br>0,49-0,92  | 0,85*<br>0,61-0,95 | 0,82*<br>0,49-0,95 | 0,85*<br>0,58-0,95 | 0,92*<br>0,67-0,98  | 0,74*<br>0,30-0,92 | 0,72*<br>0,36-0,90 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,77*<br>0,59-0,9   | 0,89*<br>0,75-0,96 | 0,90*<br>0,73-0,96 | 0,79*<br>0,52-0,92 | 0,93*<br>0,61-0,98  | 0,83*<br>0,59-0,93 | 0,78*<br>0,45-0,92 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,75*<br>0,52-0,9   | 0,91*<br>0,76-0,97 | 0,89*<br>0,72-0,96 | 0,75*<br>0,43-0,9  | 0,90*<br>-0,02-0,98 | 0,79*<br>0,15-0,94 | 0,75*<br>0,4-0,91  |  |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,71*<br>0,5-0,87   | 0,81*<br>0,53-0,93 | 0,60*<br>0,17-0,84 | 0,72*<br>0,38-0,89 | 0,68*<br>0,20-0,88  | 0,64*<br>0,24-0,86 | 0,78*<br>0,49-0,92 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,78*<br>0,49-0,92  | 0,62*<br>0,19-0,86 | 0,80*<br>0,50-0,93 | 0,70*<br>0,3-0,89  | 0,70*<br>-0,25-0,91 | 0,61*<br>0,17-0,86 | 0,82*<br>0,57-0,93 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,69*<br>0,47-0,86  | 0,77*<br>0,43-0,92 | 0,74*<br>0,40-0,90 | 0,78*<br>0,49-0,91 | 0,71*<br>0,32-0,89  | 0,69*<br>0,33-0,88 | 0,68*<br>0,28-0,87 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,71*<br>0,49-0,87  | 0,79*<br>0,5-0,92  | 0,59*<br>0,14-0,84 | 0,66*<br>0,28-0,86 | 0,80*<br>0,52-0,93  | 0,76*<br>0,45-0,91 | 0,86*<br>0,65-0,95 |  |

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 61. Istotności statystyczne różnic 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     |         |           |
| WSZYSTYCH<br>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      |
| KOBIETY<br>n = 20   | 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      |
| MĘŻCZYŹNI<br>n = 17 | 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] | Współ-czynnik | Pomiar              |                     |                     |                    |                     |                     |                    |  |
|--------------|----------------------|---------------|---------------------|---------------------|---------------------|--------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--|
|              |                      |               | 1 vs 2<br>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<br>±95%CI | 0,54*<br>0,36-0,71  | 0,59*<br>0,33-0,77  | 0,69*<br>0,47-0,83  | 0,48*<br>0,18-0,70 | 0,55*<br>0,25-0,75  | 0,62*<br>0,35-0,79  | 0,49*<br>0,17-0,72 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,59*<br>0,39-0,77  | 0,61*<br>0,31-0,80  | 0,42*<br>0,05-0,68  | 0,58*<br>0,26-0,78 | 0,87<br>0,74-0,94   | 0,54*<br>0,21-0,76  | 0,65*<br>0,39-0,81 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,85*<br>0,77-0,92  | 0,89*<br>0,8-0,94   | 0,80*<br>0,64-0,90  | 0,86*<br>0,73-0,93 | 0,86*<br>0,73-0,93  | 0,90*<br>0,80-0,95  | 0,83*<br>0,68-0,91 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,79*<br>0,67-0,88  | 0,87*<br>0,76-0,93  | 0,68*<br>0,45-0,82  | 0,83*<br>0,69-0,91 | 0,79*<br>0,62-0,89  | 0,90*<br>0,81-0,95  | 0,83*<br>0,67-0,91 |  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,32*<br>0,06-0,63  | 0,41*<br>-0,02-0,72 | 0,56*<br>0,13-0,81  | 0,27<br>-0,26-0,66 | 0,35<br>-0,14-0,69  | 0,22<br>-0,31-0,63  | 0,29<br>-0,28-0,70 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,28*<br>-0,02-0,68 | 0,47*<br>-0,04-0,79 | 0,36<br>-0,28-0,77  | 0,41<br>-0,23-0,79 | 0,82*<br>0,50-0,94  | -0,18<br>-0,74-0,45 | 0,39<br>-0,17-0,75 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,62*<br>0,38-0,82  | 0,74*<br>0,45-0,89  | 0,61*<br>0,22-0,83  | 0,66*<br>0,28-0,86 | 0,67*<br>0,31-0,86  | 0,65*<br>0,27-0,85  | 0,70*<br>0,32-0,89 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,60*<br>0,35-0,82  | 0,84*<br>0,65-0,94  | 0,55*<br>0,13-0,81  | 0,73*<br>0,40-0,89 | 0,62*<br>0,2-0,84   | 0,80*<br>0,52-0,92  | 0,65*<br>0,24-0,86 |  |
| MĘŻCZYŹNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,42*<br>0,17-0,70  | 0,28<br>-0,20-0,66  | 0,76*<br>0,44-0,91  | 0,14<br>-0,34-0,57 | 0,46*<br>-0,07-0,78 | 0,30<br>-0,25-0,69  | 0,37<br>-0,17-0,73 |  |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,24*<br>0,01-0,58  | 0,25<br>-0,18-0,65  | -0,25<br>-0,65-0,29 | 0,31<br>-0,25-0,71 | 0,51*<br>-0,06-0,82 | 0,43*<br>-0,04-0,76 | 0,52*<br>0,01-0,81 |  |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,69*<br>0,47-0,86  | 0,71*<br>0,35-0,88  | 0,76*<br>0,46-0,91  | 0,86*<br>0,65-0,95 | 0,72*<br>0,33-0,90  | 0,80*<br>0,500-0,92 | 0,63*<br>0,23-0,85 |  |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,48*<br>0,23-0,74  | 0,65*<br>0,27-0,86  | 0,45*<br>0,00-0,76  | 0,74*<br>0,42-0,90 | 0,54*<br>0,07-0,82  | 0,54*<br>0,07-0,81  | 0,71*<br>0,35-0,89 |  |

\* wartości istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 64. Zgodność pomiarów określona współczynnikami 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<br>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<br>±95%CI | 0,67*<br>0,51-0,80  | 0,73*<br>0,54-0,85  | 0,56*<br>0,29-0,75  | 0,65*<br>0,40-0,81  | 0,75*<br>0,55-0,87  | 0,71*<br>0,49-0,84 | 0,70*<br>0,46-0,84 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,78*<br>0,64-0,89  | 0,80*<br>0,62-0,90  | 0,75*<br>0,52-0,88  | 0,75*<br>0,52-0,88  | 0,89*<br>0,76-0,95  | 0,70*<br>0,44-0,85 | 0,74*<br>0,52-0,86 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,64*<br>0,48-0,78  | 0,68*<br>0,46-0,82  | 0,51*<br>0,22-0,72  | 0,45*<br>0,14-0,68  | 0,83*<br>0,69-0,91  | 0,89*<br>0,80-0,95 | 0,81*<br>0,62-0,90 |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,72*<br>0,57-0,84  | 0,72*<br>0,51-0,85  | 0,82*<br>0,62-0,91  | 0,75*<br>0,56-0,87  | 0,70*<br>0,45-0,84  | 0,64*<br>0,37-0,81 | 0,79*<br>0,50-0,9  |
| KOBIECY      | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,43*<br>0,17-0,71  | 0,57*<br>0,18-0,81  | 0,22<br>-0,22-0,61  | 0,46*<br>-0,03-0,77 | 0,58*<br>0,17-0,82  | 0,62*<br>0,20-0,84 | 0,54*<br>0,04-0,82 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,55*<br>0,24-0,84  | 0,62*<br>0,15-0,86  | 0,44<br>-0,16-0,80  | 0,67*<br>0,16-0,89  | 0,68*<br>0,23-0,89  | 0,37<br>-0,27-0,77 | 0,54*<br>0,05-0,82 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,33*<br>0,09-0,63  | 0,50*<br>0,09-0,76  | 0,24<br>-0,19-0,61  | 0,12<br>-0,36-0,56  | 0,68*<br>0,34-0,87  | 0,78*<br>0,50-0,92 | 0,58*<br>0,14-0,83 |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,65*<br>0,40-0,85  | 0,85*<br>0,65-0,94  | 0,70*<br>0,27-0,89  | 0,52*<br>0,05-0,80  | 0,79*<br>0,49-0,92  | 0,67*<br>0,29-0,87 | 0,67*<br>0,29-0,87 |
| MĘŻCZYZNI    | 60                   | ICC<br>±95%CI | 0,32*<br>0,08-0,62  | 0,22<br>-0,31-0,64  | 0,25<br>-0,30-0,66  | 0,29<br>-0,15-0,65  | 0,41<br>-0,12-0,76  | 0,19<br>-0,17-0,57 | 0,47*<br>0,02-0,77 |
|              | 120                  | ICC<br>±95%CI | 0,27*<br>0,03-0,60  | 0,41*<br>-0,06-0,75 | 0,47*<br>-0,05-0,79 | -0,12<br>-0,64-0,43 | 0,73*<br>0,31-0,91  | 0,09<br>-0,24-0,50 | 0,05<br>-0,47-0,53 |
|              | 180                  | ICC<br>±95%CI | 0,61*<br>0,37-0,82  | 0,61*<br>0,19-0,84  | 0,67*<br>0,27-0,87  | 0,54*<br>0,08-0,81  | 0,59*<br>0,11-0,84  | 0,76*<br>0,45-0,91 | 0,52*<br>0,09-0,80 |
|              | 240                  | ICC<br>±95%CI | 0,26*<br>0,03-0,57  | 0,14<br>-0,36-0,58  | 0,58*<br>0,15-0,83  | 0,53*<br>0,07-0,80  | 0,32*<br>-0,15-0,70 | 0,17<br>-0,33-0,60 | 0,67*<br>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

### 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 najslabszą 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 kąto-wej 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 potwierdzane 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 prostujących i zginających 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 prostujących i zginających 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 podszewowego 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 prostujących i zginających 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 prostujące i zginające 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 uwidocznienie 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 izokinezyki 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 wyzwalania 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 PROSTUJĄCYCH I ZGINAJĄCYCH 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. Węzadło krzyżowe tylne i przednie wraz z kością udową i piszczelową tworzą czworobok przegubowy ze skrzyżowanymi ramionami. Węzadła 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 lokomotoryjnych, 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 prostujących i zginających 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 wewnątrzklaszowej (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; Maffiuletti i wsp., 2007; Sole i wsp., 2007; Kambić 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 odstępie 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. Pomiary 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.

Maffiuletti 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. Najwyższą 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 ( $0,61 < \text{ICC} > 0,90$ ). W grupie kobiet wartości ICC uzyskane dla mięśni prostujących mieściły się w przedziale od zgodności słabej do wysokiej ( $0,40 < \text{ICC} > 0,90$ ). Największe różnice pomiędzy grupami obserwowano przy prędkości ruchu równej 60°/s. Pomiary kąta, w którym badani osiągalili 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 ( $0,32 < \text{ICC} > 0,92$ ). 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 prostujących i zginających 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 dynametrze. 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 prostujących i zginających 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 prostujących i zginających staw kolanowy przeprowadzonych u dzieci w wieku 5–15 lat. Prędkość

ocenianego, koncentrycznego, ruchu mieściła 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 McClearya 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 przyspieszania 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 przyspieszania 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 prostujących i zginających 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 PROSTUJĄCYCH I ZGINAJĄCYCH 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-lędźwiowy). 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 lędźwi, który odgrywa istotną rolę w zgięciu tułowia w płaszczyźnie czołowej i dodatkowo stabilizuje miednicę i kręgosłup lędźwiowy. 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-lędźwiowego rozpoczynającego się na trzonach kręgów (Basmajian i de Luca, 1985; Andersson i Lavender, 1997). Podczas nieobciążonego ruchu pierwsze 50°–60° zgięcia tułowia odbywa się w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, głównie w jego dolnych segmentach (Carlsöö, 1961; Farfan, 1975). Dalszy ruch zginania, ponad 60°, jest możliwy dzięki pochyleniu miednicy do przodu. Podczas ruchu wykonywanego z obciążeniem ruch miednicy i ruch w lędźwiowym 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 lędźwi i mięsień prostownik grzbietu w odcinku lędźwiowym 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 prostujących i zginających 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 prędkością 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; Verbrugghe 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 prędkością 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 prostujących i zginających 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; Verbrugghe 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 prostujących i zginających 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 prostujących i zginających 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; Verbrugghe 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 PROSTUJĄCYCH I ZGINAJĄCYCH 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 trójęgłowemu 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 prostujących i zginających kończynę 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 prostujących i zginających 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 wewnątrzosobniczą 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 wewnątrzosobnicza 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 wewnątrzosobnicza 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 prostujących i zginających 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 prostujących i zginających 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 na-

tomiast wyższa w grupie kobiet w porównaniu z mężczyznami. W zależności od analizowanej zmiennej wartości ICC wyliczane 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 wyliczane między poszczególnymi testami, wykazano najwyższą zgodność pomiarów 1 i 2 oraz 2 i 3. Najniższą 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 przyspieszania 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 prostujących i zginających 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 prostujących i zginających staw łokciowy dotyczył najczęściej średniej mocy i pracy maksymalnej. W testach obejmujących mięśnie prostujące i zginające 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 ( $60^\circ/\text{s}$ ). 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 unicompartmental 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-Dullaes, 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., Deceuninck, 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: PZWŁ.
- Breloff, 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-scapulohumeral 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., Fritzson, 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., Campion, 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-Giera, J., Woźniowski, 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>
- Małecki, 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/quadriceps 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-Zaf-rilla, P., López-Román, F.J. (2021). A 12-week randomized double-blind pla-cebo-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 relation-ships 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., Bevens, 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/slowni-ki/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 mus-cles 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 ef-fects 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 com-pared 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., Tai-the, 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.pts.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.pts.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>
- Scorz, 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 Orthop Sports Phys Ther*, 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 mg  $\cdot$  kg<sup>-1</sup> 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, Ł., 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.jptsp.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 ( $\omega = 60^\circ/\text{s}$ ) w zależności od stopnia wytrenowania osób 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 $60^\circ/\text{s}$ (badania własne, Biodex System).....                                     | 17 |
| 13. Przykład raportu powstałego podczas testu mięśni prostujących i zginających staw kolanowy prawy i lewy wykonywanego z prędkością ruchu $60^\circ/\text{s}$ (badania własne, Biodex System) .....                                                    | 18 |
| 14. Wartości szczytowego momentu siły mięśni prostujących i zginających staw kolanowy uzyskane z przebiegów czasowych momentów sił mięśniowych rejestrowanych w warunkach izokinetycznych ( $60^\circ/\text{s}$ ) (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 $60^\circ/\text{s}$ (badania własne) .....                                                              | 20 |
| 16. Praca całkowita wykonana podczas pojedynczego ruchu prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym w ruchu z prędkością $60^\circ/\text{s}$ (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 momentu siły 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 przyspieszania 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 przyspieszania ruchu mięśni prostujących staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach .....                                                    | 65 |

|                                                                                                                                                                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 22. Wartości współczynnika zgodności W Kendalla wyliczone między wartościami czasu przyspieszania ruchu mięśni zginających staw kolanowy uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....                                               | 65 |
| 23. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyspieszania 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 przyśpieszania 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 przyśpieszania ruchu mięśni prostujących tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....       | 90  |
| 43. Zgodność pomiarów określona współczynnikiem korelacji wewnątrzklasowej wraz z przedziałem ufności wyliczona między wartościami czasu przyśpieszania ruchu mięśni zginających tułów uzyskanymi w kolejnych pomiarach.....        | 91  |
| 44. Istotności statystyczne różnic między wartościami czasu przyśpieszania 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 różnic 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, Wroclaw 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.