

Akademia Wychowania Fizycznego
im. Jerzego Kukuczki w Katowicach

Michał Kochan

**Ocena zależności pomiędzy sztywnością mięśni w obrębie kończyn dolnych,
a stabilnością dynamiczną stawu kolanowego u dorosłych o zróżnicowanym
poziomie aktywności fizycznej**

Autoreferat rozprawy
na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor:

dr hab. Michał Kuszewski prof. AWF

Katowice 2023

SPIS TREŚCI

WYKAZ SKRÓTÓW	3
1. WSTĘP	4
2. CEL PRACY ORAZ PYTANIA BADAWCZE	6
3. MATERIAŁ I METODY	8
3.1. Materiał badany	8
3.2. Narzędzia badawcze	11
3.2.1. Miotonometria	11
3.2.2. Zmodyfikowane testy dopełnienia kąta do oceny sztywności mięśniowej	12
3.2.3. Bateria skoków jednonóż	14
3.2.4. Kwestionariusze badawcze	16
3.3. Procedura badawcza	16
3.4. Analiza statystyczna	20
4. WYNIKI	22
4.1. Korelacje pomiędzy pomiarami miotonometrycznymi, a wynikami skoków jednonóż	22
4.2. Korelacje pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie testów dopełnienia kąta, a skokami jednonóż	27
4.3. Porównanie wyników konkurencji skokowych pomiędzy grupami	29
4.4. Porównanie wyników pomiarów sztywności pomiędzy grupami	30
4.5. Korelacje pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie testów dopełnienia kąta, a miotonometrią	33
5. PODSUMOWANIE I WNIOSKI	35
6. IMPLIKACJE KLINICZNE	37
7. PIŚMIENNICTWO	38

WYKAZ SKRÓTÓW

BMI – wskaźnik masy ciała (ang. body mass index)

IPAQ – międzynarodowy kwestionariusz aktywności fizycznej (ang. International Physical Activity Questionnaire)

n – liczba badanych

X – wartość średnia

SD – odchylenie standardowe

Me – mediana

Max – wartość maksymalna

Min – wartość minimalna

UA – grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej

WA – grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej

ICC – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. intraclass correlation coefficient)

AN-GE – punkt powięziowy ante-genu

RE-GE – punkt powięziowy retro-genu

ER-GE – punkt powięziowy intra-genu

IR-GE – punkt powięziowy extra-genu

AN-TA – punkt powięziowy ante-talus

RE-TA – punkt powięziowy retro-talus

SHD – pojedynczy skok jednonóż w dal (ang. single hop for distance)

THD – potrójny skok jednonóż w dal (ang. triple hop for distance)

CHD – potrójny skok jednonóż w dal „na krzyż” (ang. cross-over hop for distance)

T6D – skoki jednonóż na czas na dystansie 6m (ang. 6-m timed hop)

Freq. – częstotliwość oscylacji (ang. frequency)

Stiff. – sztywność (ang. stiffness)

Dec. – ubytek oscylacji (ang. decrement)

Relax. – czas relaksacji (ang. relaxation)

1. WSTĘP

Niniejsza dysertacja porusza tematykę zależności pomiędzy sztywnością pasywną mięśni, a stabilizacją dynamiczną w odniesieniu do stawu kolanowego u młodych dorosłych o zróżnicowanym poziomie aktywności fizycznej.

Staw kolanowy odgrywa bardzo ważną rolę w lokomocji człowieka. Jego umiejscowienie oraz pełnione funkcje powodują, że poddawany jest bardzo dużym obciążeniom, szczególnie podczas aktywności uwzględniających bieganie, skakanie, czy też dynamiczne zmiany kierunku ruchu [Williams G. et al. 2001]. Stabilizacją dynamiczną stawu kolanowego określa się zdolność do przywrócenia i utrzymania właściwej równowagi stawu poprzez kompensowanie działających na niego sił podczas gwałtownie zmieniających się warunków [Williams G. et al. 2001; Markström et al. 2019]. Dysfunkcje w tej materii mogą skutkować urazami kolana, które często przytrafiają się osobom młodym i aktywnym fizycznie [Majewski, Habelt i Steinbrück 2006; Gage i wsp. 2012; Maniar et al. 2022].

Obiektywnej oceny funkcjonalnej, w tym zdolności stabilizacyjnych stawu kolanowego, można dokonać jedynie stwarzając obciążenia występujące podczas aktywności sportowej [Barber et al. 1990; Reid et al. 2007; Williams M., Squillante i Dawes 2017]. Jednym z narzędzi, które to umożliwiają, są powszechnie stosowane w świecie fizjoterapii i sportu testy skoków jednonóż [Munro i Herrington 2011; Hegedus et al. 2015; Davies, Myer i Read 2020]. Aspektem mogącym pomóc klinicytom w identyfikacji potencjalnych deficytów ruchowych jest zrozumienie czynników, które przekładają się na lepsze wyniki uzyskiwane podczas owej baterii testów, świadczące tym samym o lepszym poziomie stabilizacji stawu. Odnosząc się do teoretycznych modeli [Panjabiego 1992a, 1992b; Hoffman i Gabel 2013] optymalne zdolności stabilizacyjne uzyskiwane są dzięki prawidłowej strukturze oraz synergistycznemu działaniu i współpracy tzw. podsystemów: czynnego, wykorzystującego aktywność mięśni szkieletowych; biernego, opierającego się na pasywnych właściwościach struktur kostno-

stawowych i mięśni oraz podsystemu kontroli nerwowej, odpowiedzialnego za zbieranie, przetwarzanie i przesyłanie informacji. Jedną z właściwości tkanek, która może przekładać się na lepsze wyniki uzyskiwane podczas skoków jednonóż, a której powiązania dotychczas nie badano, jest zaliczana do podsystemu biernego sztywność pasywna. Współczesna literatura potwierdza jej rolę w procesach stabilizacyjnych [Kuszeński i in. 2009; Kuszeński et al. 2019], jak i funkcji ruchowej [Pruyn, Watsford i Murphy 2014, 2015; Kalkhoven i Watsford 2018; Colomar, Baiget i Corbi 2020]. Strukturalnie właściwość tą wiąże się z otaczającą włókna mięśniowe powięzią głęboką, która ma zdolność przebudowywania się pod wpływem działających na nią obciążeń mechanicznych, co skutkuje zmianami w poziomie sztywności [Kjær et al. 2006; Schleip et al. 2006; Zügel et al. 2018; Blazevich 2019]. Dlatego też, dla bardziej precyzyjnego określenia powiązań sztywności z poziomem stabilizacji dynamicznej stawu kolanowego, niezbędna może się okazać analiza w kontekście organizacji systemu powięziowego.

Powyższe założenia oraz doniesienia Markström et al. [2019] o występowaniu różnic w mechanizmach stabilizacyjnych stawu kolanowego w zależności od poziomu aktywności fizycznej stanowią uzasadnienie podjęcia tematyki prezentowanych badań.

2. CEL PRACY ORAZ PYTANIA BADAWCZE

Głównym celem pracy była ocena zależności pomiędzy sztywnością mięśni w obrębie kończyny dolnej, a stabilnością dynamiczną stawu kolanowego w grupach młodych dorosłych o zróżnicowanym poziomie aktywności fizycznej.

Dodatkowo postanowiono określić korelacje pomiędzy wynikami pomiarów sztywności z wykorzystaniem dwóch różnych narzędzi tzw. testów dopełnienia kąta i miotonometrii.

Postawiono następujące pytania badawcze:

1. Czy istnieją korelacje pomiędzy sztywnością mięśni w obrębie kończyny dolnej, a stabilnością dynamiczną stawu kolanowego u młodych dorosłych o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej?
2. Czy istnieją korelacje pomiędzy sztywnością mięśni w obrębie kończyny dolnej, a stabilnością dynamiczną stawu kolanowego u młodych dorosłych o wysokim poziomie aktywności fizycznej, regularnie trenujących sport?
3. Czy poziom aktywności fizycznej jest zmienną różnicującą badanych w kontekście osiągniętych rezultatów w testach funkcjonalnych oceniających stabilność dynamiczną stawu kolanowego?
4. Czy wyższy poziom aktywności fizycznej jest cechą determinującą większą sztywność mięśniową w obrębie kończyn dolnych, w porównaniu do osób o umiarkowanej aktywności fizycznej?
5. Czy można określić specyficzny wzorzec sztywności struktur mięśniowo-powięziowych, który byłby powiązany ze stabilizacją dynamiczną stawu kolanowego, a jeśli tak, to czy jest on zróżnicowany w zależności od poziomu aktywności fizycznej badanych?

6. Czy wyniki pomiarów miotonometrycznych korelują z wynikami sztywności mierzonej za pomocą testów dopełnienia kąta?

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. Materiał badany

Do udziału w badaniu zgłosiło się 130 osób w wieku 19-28 lat. Przeprowadzono je w ramach projektu badawczego, który uzyskał zgodę Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach – uchwała nr 4/2012. Wszyscy uczestnicy zostali poinformowani o celach, założeniach oraz przebiegu badania, a następnie wyrazili pisemną zgodę na uczestnictwo.

Proces kwalifikacji miał charakter dwuetapowy. W pierwszej kolejności ochotnicy oceniani byli pod kątem spełnienia podstawowych kryteriów włączenia, takich jak:

- wiek 18-30 lat
- optymalne BMI (w zakresie 18,5-24,99)
- brak dolegliwości bólowych w obrębie narządu ruchu.

Kryteria wyłączenia stanowiły:

- przebyte operacje w obrębie kończyn dolnych;
- przebyte złamania w obrębie kończyn dolnych;
- historia uszkodzenia aparatu więzadłowo-torebkowego stawu kolanowego;
- wystąpienie innych urazów lub dolegliwości w okresie 3 miesięcy przed badaniem, które wymusiły co najmniej tygodniowe ograniczenie rutynowego poziomu aktywności fizycznej;
- legitymowanie się, na którymś z etapów kariery zawodniczej, wyższą klasą sportową, niż klasa druga (dotyczy sportowców).

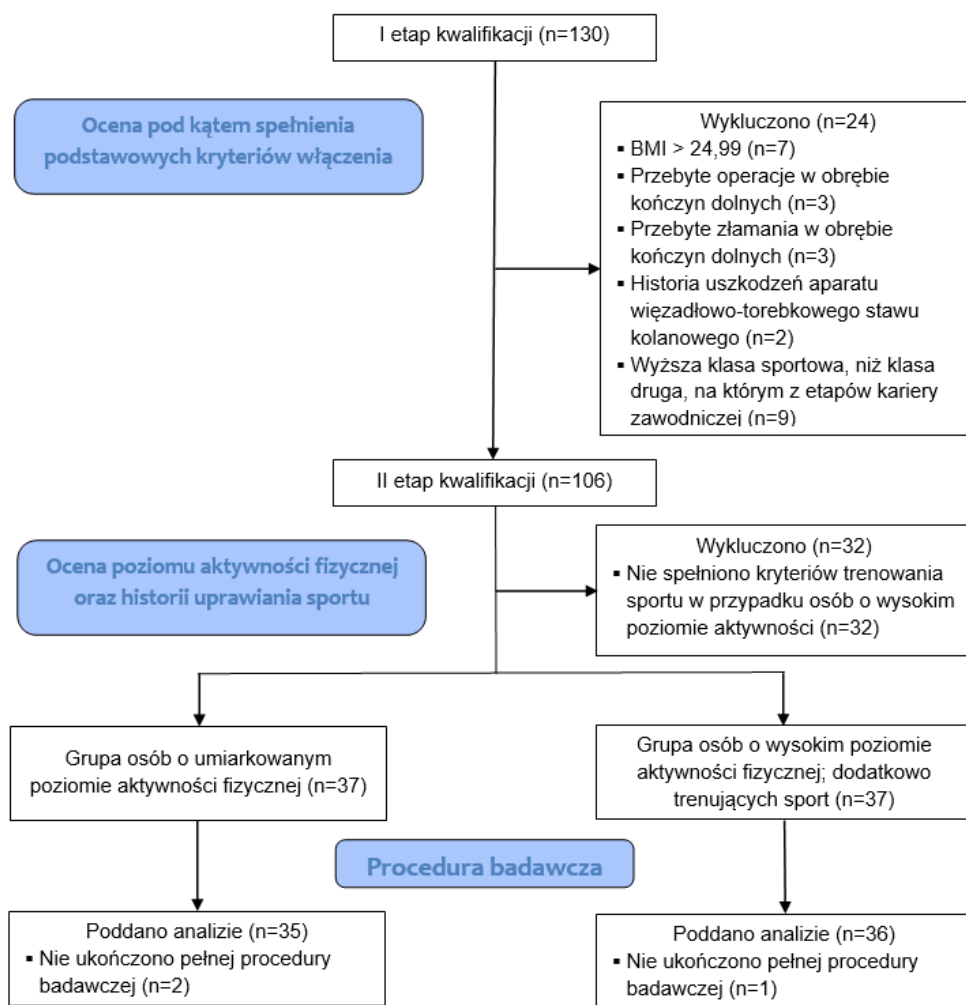
Drugi etap selekcji uwzględniał analizę poziomu aktywności fizycznej uczestników, w oparciu o wyniki skróconej wersji międzynarodowego kwestionariusza aktywności fizycznej (IPAQ).

Do kolejnej fazy badania kwalifikowano osoby o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej, które tworzyły pierwszą grupę badaną (UA - zwaną dalej grupą o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej); w skład drugiej grupy badanej (WA - zwaną dalej grupą

o wysokim poziomie aktywności fizycznej) wchodziłi uczestnicy prezentujący wysoki poziom aktywności fizycznej – jednak z ograniczeniem wyłącznie do osób, które w okresie 5 lat poprzedzających badanie trenowały sport zaliczany do dyscyplin olimpijskich, ze średnią częstotliwością co najmniej 2 jednostek treningowych tygodniowo. Owo dodatkowe kryterium włączenia wprowadzono celem zapewnienia, że wysoka aktywność fizyczna osób z drugiej grupy badanej ma charakter regularny, metodyczny oraz ukierunkowany na poprawę zdolności motorycznych.

Pełny proces kwalifikacji pozytywnie przeszło 74 uczestników, z których 37 stanowiło grupę o umiarkowanej, a 37 grupę o wysokiej aktywności fizycznej. Osoby te przystąpiły do procedury badawczej, którą w pełni ukończyło 35 osób (15 kobiet, 20 mężczyzn) z grupy pierwszej oraz 36 osób (15 kobiet, 21 mężczyzn) z grupy drugiej. Przepływ uczestników został ukazany na rycinie 1 (Ryc. 1).

Charakterystykę uczestników, którzy przeszli pełną procedurę badawczą przedstawiono w tabeli 1 (Tab. 1). Grupy były jednorodne pod kątem wieku, wysokości i masy ciała oraz wskaźnika BMI. Nie stwierdzono także istotnego zróżnicowania względem ilości kobiet i mężczyzn w poszczególnych grupach ($p=0,398$ dla UA oraz $p=0,317$ dla WA).



Ryc. 1. Diagram przedstawiający przepływ uczestników w trakcie projektu.

Tab. 1. Charakterystyka grup badanych: o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (UA) i o wysokim poziomie aktywności fizycznej (WA).

Zmienna	Grupa	n	X	SD	Me	Min	Max	p
Wiek [lata]	UA	35	20,74	1,38	20	19	24	0,466 ^u
	WA	36	20,75	2,13	20	18	28	
Wysokość ciała [cm]	UA	35	171,59	7,83	173	156,5	187	0,378 ^t
	WA	36	173,36	8,92	173	157	193	
Masa ciała [kg]	UA	35	66,38	9,75	65	47,4	86	0,28 ^t
	WA	36	68,96	10,15	70	45	87,7	
BMI [kg/m ²]	UA	35	22,45	2,04	22,2	18,3	24,9	0,691 ^u
	WA	36	22,76	1,76	23	18,3	25	

Zastosowane testy położenia: ^t – t-Studenta, ^u – U Manna-Whitneya

3.2. Narzędzia badawcze

3.2.1. Miotonometria

Pomiary miotonometryczne przeprowadzono z wykorzystaniem urządzenia MyotonPRO (Myoton AS, Tallin, Estonia), ukazanym na poniższej rycinie (Ryc. 2).



Ryc. 2. Urządzenie MyotonPro. [materiał własny].

Aparat oblicza pięć parametrów określających właściwości lepko-sprężyste badanych tkanek:

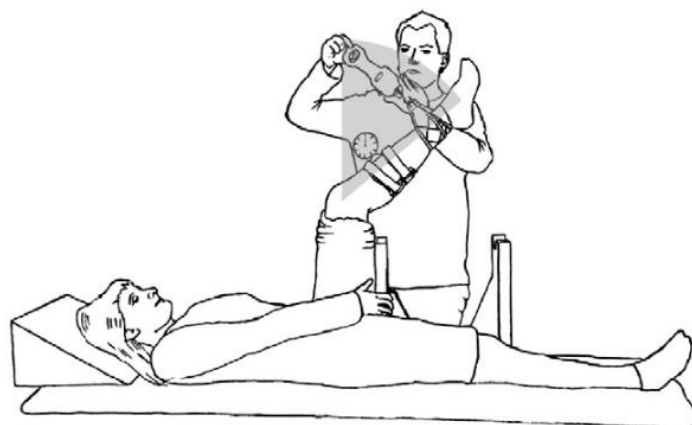
- Frequency (Freq.) – częstotliwość oscylacji [Hz], odzwierciedlająca tonus mięśniowy;
- Stiffness (Stiff.) – sztywność [N/m], określająca opór tkanki przeciwko sile powodującej jej odkształcenie;
- Decrement (Dec.) - ubytek oscylacji (tłumienie), charakteryzujący sprężystość tkanki, czyli zdolność odzyskania pierwotnego kształtu po zaprzestaniu działania sił odkształcających;
- Relaxation (Relax.) - czas relaksacji [ms], który tkanka potrzebuje na odzyskanie pierwotnej formy po zaprzestaniu działania sił odkształcających;

- Creep - stosunek czasu relaksacji do czasu deformacji.

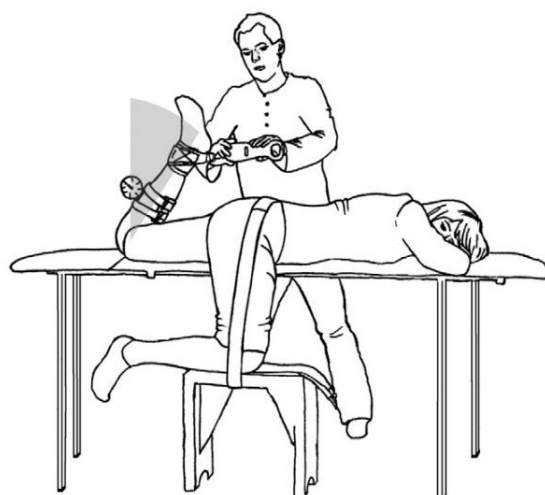
Literatura potwierdza dużą rzetelność pomiarów właściwości lepko-sprężystych tkanek w obrębie kończyn dolnych z wykorzystaniem tego urządzenia – badając młode, zdrowe osoby dorosłe uzyskiwano współczynniki ICC na poziomie 0,79-0,98 dla mięśni podudzia [Pruyn, Watsford i Murphy 2015; Feng et al. 2018] oraz >0,99 dla mięśni uda [Mullix, Warner i Stokes 2012].

3.2.2. Zmodyfikowane testy dopełnienia kąta do oceny sztywności mięśniowej

Kolejnym sposobem pomiaru sztywności mięśniowej było wykorzystanie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta. Ocenie poddano mięśnie kulszowo-goleniowe oraz mięsień prosty uda. Metodykę oparto o schematy opisane przez Gnata et al. [2010], Kuszewskiego [2012] oraz Kuszewskiego et al. [2019], podczas których badacze uzyskali rzetelność określoną współczynnikami ICC mieszczącymi się w przedziale 0,73-0,99. Do pomiaru sztywności mięśni kulszowo-goleniowych zastosowano test pasywnego wyprostu w stawie kolanowym (Ryc. 3), natomiast sztywność mięśnia prostego uda badano testem pasywnego zgięcia w stawie kolanowym (Ryc. 4). Zakres ruchu w obu testach mierzono z wykorzystaniem cyfrowego inklinometru Baseline (Fabrication Enterprises Inc., Nowy York, USA; Ryc. 5). Zgodnie z definicją, do obliczenia sztywności niezbędny był także pomiar siły potrzebnej do rozciągnięcia poszczególnych grup mięśniowych – wykorzystano do tego elektroniczny dynamometr MicroFet 2 (Hoggan Health Industries Inc., Draper, USA; Ryc. 6). Na podstawie uzyskanych wyników obliczano sztywność grupy kulszowo-goleniowej oraz mięśnia prostego uda, określaną jako stosunek użytej siły (kG) do wartości uzyskanego kąta (°) [Kuszewski i in. 2009].



Ryc. 3. Pomiar sztywności mięśni kulszowo-goleniowych [Gnat et al. 2010]. Ilustracja ma charakter poglądowy – przedstawia odmienne modele inklinometru oraz dynamometru, niż te wykorzystane w badaniu.



Ryc. 4. Pomiar sztywności mięśnia prostego uda. [Gnat et al. 2010]. Ilustracja ma charakter poglądowy – przedstawia odmienne modele inklinometru oraz dynamometru, niż te wykorzystane w badaniu.



Ryc. 5. Cyfrowy inklinometr Baseline [Cheatham i Stull 2018].



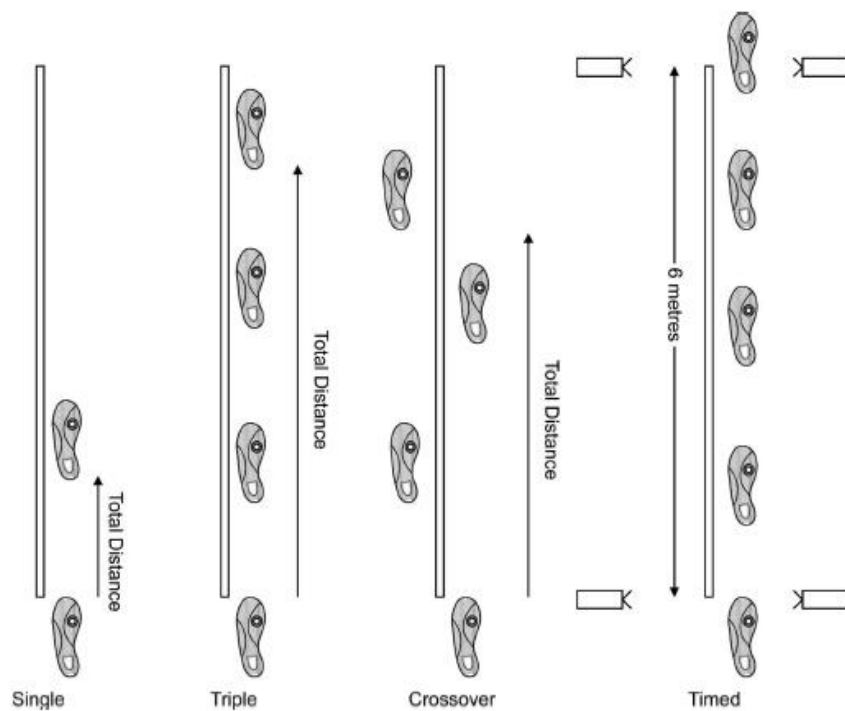
Ryc. 6. Dynamometr elektroniczny MicroFet 2 wraz ze specjalną nakładką [Özbek, Armangil i Bilgin 2018].

3.2.3. Bateria skoków jednonóż

Ocenę stabilności dynamicznej stawu kolanowego oparto o baterię testów przedstawioną przez Noyes, Barber i Mangine [1991]. Protokół obejmuje cztery kombinacje skoków jednonóż (Ryc. 7): pojedynczy skok w dal (ang. single hop for distance); potrójny skok w dal (ang. triple hop for distance); potrójny skok w dal „na krzyż” (ang. cross-over hop for distance) oraz skoki

na czas na dystansie 6m (ang. 6-m timed hop). Podczas skoków w dal wymaga się od uczestników utrzymania równowagi po wylądowaniu przez co najmniej 2 sekundy. Utrata balansu skutkująca wykonaniem dodatkowego skoku po wylądowaniu lub podparciem się kończyną nietestowaną, bądź którąś z rąk, wiąże się z niezaliczeniem danej próby. Współruchy kończyn górnych nie są ograniczone (za wyjątkiem podparcia).

Zadania te poddają staw kolanowy obciążeniom zbliżonym do tych generowanych w warunkach aktywności sportowych i wymagają od badanych bardzo dobrej kontroli motorycznej, dlatego też lepsze wyniki poszczególnych konkurencji (przeskoczony dystans lub uzyskany czas) przyjmuje się za wyznacznik lepszej stabilności dynamicznej stawu kolanowego [Keays et al. 2003; Reid et al. 2007; Ismail i Abdel-Lateef 2013]. Bateria cechuje się dużą rzetelnością pomiaru – w badaniach na młodych, zdrowych osobach dorosłych określono współczynniki ICC poszczególnych zadań na poziomie 0,92-0,97 [Ross, Langford i Whelan 2002].



Ryc. 3. Poszczególne zadania wchodzące w skład baterii testów skoków jednonóż: pojedynczy (single), potrójny (triple), potrójny "na krzyż" (crossover), na czas (timed) [Fitzgerald et al. 2001].

3.2.4. Kwestionariusze badawcze

Poziom aktywności fizycznej badanych oceniano za pomocą skróconej wersji międzynarodowego kwestionariusza aktywności fizycznej (IPAQ) [Biernat, Stupnicki i Gajewski 2007].

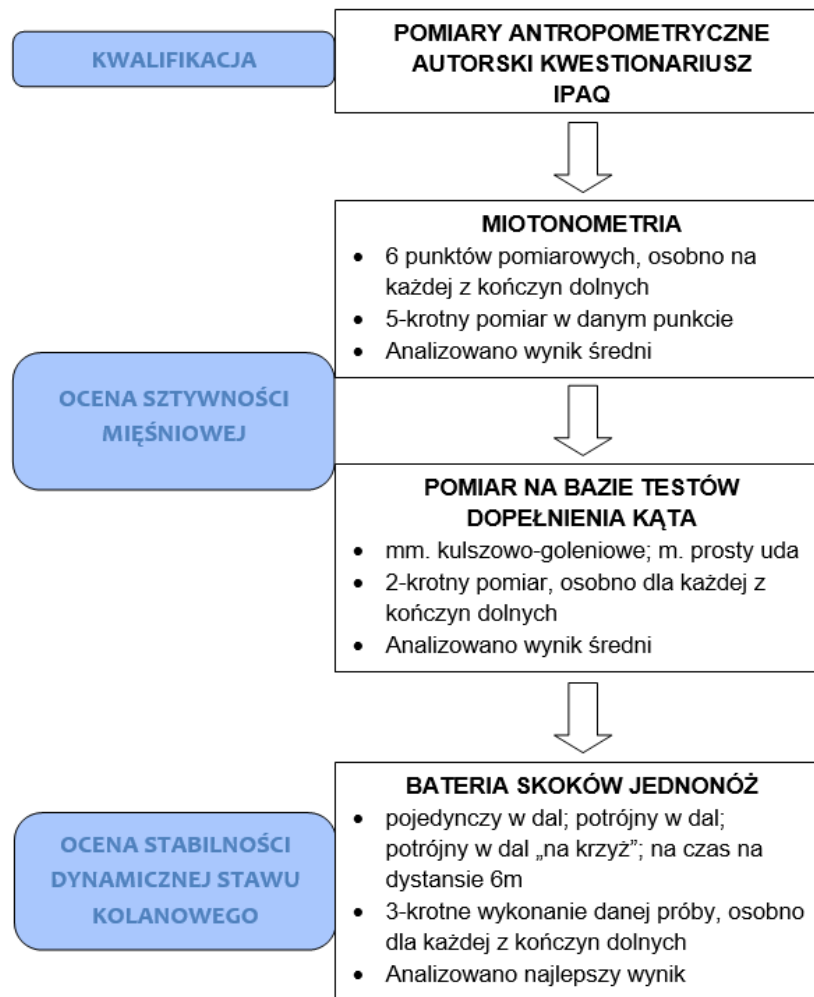
Dodatkowo uczestnicy wypełniali autorski kwestionariusz, zawierający pytania dotyczące historii medycznej, występowania aktualnych dolegliwości bólowych oraz uprawiania sportu.

3.3. Procedura badawcza

Badania prowadzone były na terenie Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach. Zespół badaczy składał się z kierownika projektu, będącego jednocześnie koordynatorem prac oraz 4 asystentów z wykształceniem fizjoterapeutycznym, wykonujących pomiary – jedna osoba odpowiadała za pomiary miotonometryczne, dwie wykonywały pomiary sztywności mięśni przy użyciu testów dopełnienia kąta, jedna przeprowadzała testy skoków jednonóż. Przed rozpoczęciem właściwych pomiarów, badacze zostali zaznajomieni z narzędziami i metodami badawczymi; przeprowadzono także badania pilotażowe na 10 ochotnikach niezaangażowanych bezpośrednio w projekt, w celu wypracowania najbardziej optymalnych procedur oraz wyeliminowania potencjalnych błędów.

Pełna procedura badawcza miała charakter wieloetapowy (Ryc. 8). W pierwszej kolejności osoby, które wyraziły chęć wzięcia udziału w projekcie zostały poddane pomiarowi wysokości oraz masy ciała, a następnie poproszone o wypełnienie kwestionariuszy: autorskiego oraz IPAQ. Na podstawie udzielonych odpowiedzi, kierownik projektu weryfikował czy ochotnicy spełniają kryteria włączenia do jednej z dwóch grup badanych. Zakwalifikowane osoby następnie umawiane były na termin przeprowadzenia pozostałych pomiarów. Wszystkie testy wykonywane były jednego dnia. Badacze wykonujący pomiary nie byli świadomi, do

której grupy zakwalifikowano poszczególnych uczestników. Wszystkie z testów przeprowadzane były w jednakowej kolejności, z zachowaniem 5-cio minutowych przerw pomiędzy poszczególnymi badaniami, co w założeniu miało pozwolić na uniknięcie wpływu wywołanych reakcji tkankowych na rezultaty kolejnych badań.

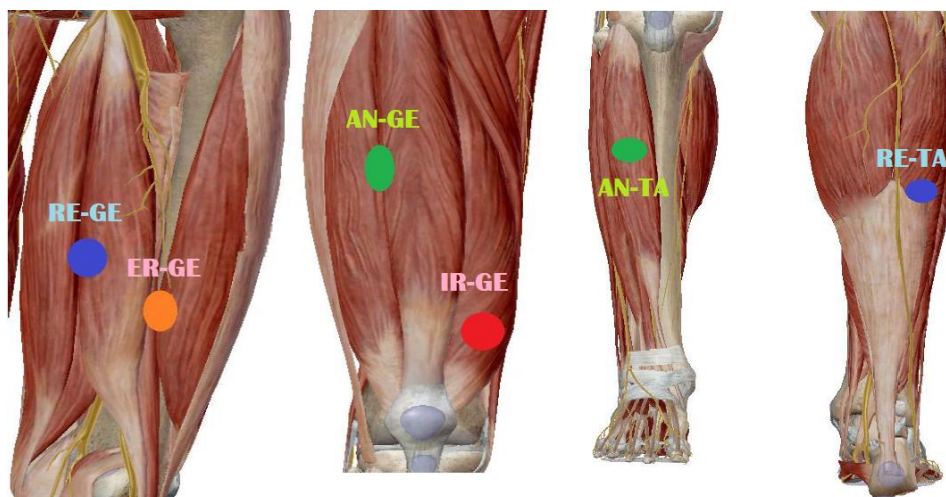


Ryc. 4. Schemat przedstawiający pełną procedurę badawczą.

Pierwszym z przeprowadzonych badań była miotonometria. Pomiary wykonywano na każdej z kończyn dolnych w 6 punktach (łącznie 12 punktów pomiarowych), będących zgodnie z koncepcją Stecco L. i Stecco A. [2019] centrami koordynacji jednostek mięśniowo-powięziowych, warunkujących poszczególne ruchy w obrębie kończyny dolnej. Wspomniane punkty to:

1. ante-genu (AN-GE) – znajdujący się nad mięśniem obszernym pośrednim, w połowie długości uda; koordynujący siły realizujące ruch wyprostu w stawie kolanowym;
2. retro-genu (RE-GE) – znajdujący się w połowie długości uda, przyśrodkowo od mięśnia dwugłowego uda; koordynujący siły realizujące ruch zgięcia w stawie kolanowym;
3. intra-genu (IR-GE) – znajdujący się nad mięśniem obszernym przyśrodkowym; koordynujący siły rotujące podudzie do wewnątrz;
4. extra-genu (ER-GE) – znajdujący się nad przyczepem głowy krótkiej mięśnia dwugłowego uda do przegrody międzymięśniowej bocznej uda; koordynujący siły rotujące podudzie na zewnątrz;
5. ante-talus (AN-TA) – znajdujący się nad mięśniem piszczelowym przednim, w połowie długości podudzia, koordynujący siły realizujące zgięcie grzbietowe stopy;
6. retro-talus (RE-TA) – znajdujący się nad mięśniem trójgłowym łydki, w połowie długości podudzia, nieznacznie w kierunku mięśni strzałkowych; koordynujący siły zginające podeszwowo stopę.

Powyższe punkty zostały wybrane z uwagi na ich anatomiczne położenie oraz fakt, że siły, które koordynują, generowane są w znacznym stopniu przez włókna mięśni, którym przypisuje się rolę stabilizacyjną stawu kolanowego. W związku z tym przyjęto założenie, że właściwości lepko-sprężyste tkanek stanowiących owe centra koordynacji, mogą mieć istotne przełożenie na zdolności stabilizacyjne stawu kolanowego. Szczegółową lokalizację poszczególnych punktów przedstawiono na poniższej rycinie (Ryc. 9).



Ryc. 5. Lokalizacja punktów, w których dokonywano pomiarów myotonometrycznych.

W celu zwiększenia rzetelności, narzędzie badawcze zaprogramowano tak by w jednym punkcie pomiar wykonywany był 5-ciokrotnie, a wynik końcowy stanowił średnią z poszczególnych pomiarów. Co więcej, jeżeli któryś z wyników składowych różnił się wartością od pozostałych o więcej niż 3%, informacja o tym wyświetlana była na ekranie aparatu, co skutkowało powtórzeniem pomiaru w danym punkcie.

W następnym etapie mierzono kolejno sztywność mięśni kulszowo-goleniowych oraz mięśnia prostego uda przy użyciu dedykowanych testów dopełnienia kąta. Jeden z badaczy odpowiedzialny był za przeprowadzanie testów, drugi natomiast pomagał w ustabilizowaniu pozycji uczestników oraz odczytywał i zapisywał dane wskazane przez inklinometr i dynamometr, co pozwoliło na zaślepienie osoby przeprowadzającej pomiar. Badacze na przebiegu całego projektu nie zamieniali się rolami. Każdy z testów wykonywany był po 2 razy na daną kończynę, z zachowaniem 1-minutowej przerwy pomiędzy poszczególnymi pomiarami.

Ostatni etap obejmował baterię skoków jednonóż. Uczestnik wykonywał kolejno: pojedyncze skoki w dal, potrójne skoki w dal, potrójne skoki w dal na krzyż oraz skoki na czas na dystansie 6m. Każdą z prób wykonywano 3-krotnie na każdą ze stron – według Bolgla

i Keskula [1997] liczba ta pozwala zminimalizować wpływ efektu uczenia się na uzyskiwane wyniki. Odstępy pomiędzy poszczególnymi próbami wynosiły 30s, a pomiędzy konkurencjami 2 minuty. Badacz odpowiedzialny za przeprowadzenie konkurencji skokowych, po każdej próbie w dal oceniał prawidłowość wykonania (wylądowanie skoku z utrzymaniem pozycji) oraz odmierzał uzyskany przez uczestnika. W przypadku ostatniej z konkurencji, czas odmierzano stoperem.

3.4. Analiza statystyczna

Wszystkie uzyskane wyniki zebrano w zbiorczą bazę danych, na podstawie której prowadzono dalsze obliczenia. Analizę statystyczną wykonano z wykorzystaniem programu RStudio 2021.09.1 Build 372. Do obliczeń brano pod uwagę odczyty z urządzenia MyotonPro stanowiące średnią z 5 pojedynczych pomiarów w danym punkcie; średnią z dwóch pomiarów sztywności przy użyciu dedykowanych testów dopełnienia kąta oraz najlepszy wynik z poszczególnych prób skoków jednonóż.

Równość pomiędzy ilością kobiet i mężczyzn w poszczególnych grupach określono wykorzystując test zgodności chi kwadrat.

Zależności pomiędzy sztywnością, a stabilizacją dynamiczną stawu kolanowego oraz pomiędzy pomiarami miotonometrycznymi, a sztywnością mierzoną przy użyciu testów dopełnienia kąta, określono za pomocą współczynników korelacji Pearson'a (r). Model liniowy pozwala w stosunkowo prosty do interpretacji sposób określić, w jaki sposób modelowanie jedną ze zmiennych wpłynie na pozostałe. Przyjęto, że wartość współczynnika r na poziomie 0,1-0,3 oznacza korelację małą; 0,3-0,5 umiarkowaną; 0,5-0,7 dużą; 0,7-0,9 bardzo dużą; 0,9-1 bliską perfekcji, bądź zupełną [Hopkins et al. 2009]. Za poziom istotności statystycznej przyjęto $p \leq 0,05$.

Występowanie różnic między grupami oceniono przy pomocy testów t-Studenta, Welcha oraz U-Manna Whitneya, dobierając najbardziej odpowiedni test, w zależności od spełnienia

wymaganych warunków dotyczących normalności rozkładu oraz równości wariancji poszczególnych zmiennych. Za istotne statystycznie uznano wartości $p \leq 0,05$. Dla parametrów, które wykazały istotne różnice obliczono dodatkowo tzw. wielkość efektu, wykorzystując w tym celu mierniki takie jak d Cohena oraz r_g Glassa (w zależności od zastosowanego testu).

4. WYNIKI

4.1. Korelacje pomiędzy pomiarami miotonometrycznymi, a wynikami skoków jednonóż

Uzyskane wyniki wykazały występowanie istotnych statystycznie korelacji pomiędzy pomiarami miotonometrycznymi poszczególnych tkanek w obrębie kończyn dolnych, a rezultatami skoków jednonóż, pozwalających na ocenę stabilizacji dynamicznej stawu kolanowego (Tab. II-IV). Co ciekawe, punkty mięśniowo-powięziowe, których właściwości lepko-sprężyste istotnie korelują z wynikami testów skokowych, a także wielkość owych powiązań, różnią się w zależności od poziomu aktywności fizycznej badanych.

W grupie o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej duże i umiarkowane korelacje ze wszystkimi konkurencjami skoków jednonóż zaobserwowano w większości parametrów miotonometrycznych (w tym sztywności) w punktach RE-GE oraz ER-GE, bez uwzględniania podziału na kończynę dominującą i niedominującą (Tab. II). Wyniki te wskazują, że parametry świadczące o większej sztywności oraz napięciu tkanek w powyższych punktach, wiążą się z lepszymi rezultatami prób stabilności dynamicznej. Umiarkowane korelacje zaobserwowano również w odniesieniu do punktu IR-GE, lecz dotyczyły one głównie potrójnego skoku w dal oraz potrójnego skoku „na krzyż”.

Z drugiej strony w grupie o wysokiej aktywności najwyższe wartości współczynnika korelacji (r) wykazały parametry w punkcie IR-GE, szczególnie w kontekście pojedynczego oraz potrójnego skoku w dal. Umiarkowane korelacje zaobserwowano również wśród parametrów w punktach AN-GE oraz AN-TA w odniesieniu do potrójnego skoku w dal. W porównaniu do grupy o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej, wyniki analiz właściwości lepko-sprężystych tkanek w punkcie RE-GE również świadczą o ich korelacji z wynikami konkurencji skokowych, jednak wartość współczynnika r osiąga niższe wartości w przypadku większości parametrów. W punkcie ER-GE z kolei, umiarkowane korelacje wykazano tylko w odniesieniu do potrójnego skoku w dal.

Tab. II. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy wynikami pomiarów miotonometrycznych, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż - bez uwzględnienia podziału na kończynę dominującą i niedominującą.

MIOTONO-METRIA		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=70)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=72)			
		SKOKI JEDNONÓŻ							
		SHD	THD	CHD	T6H	SHD	THD	CHD	T6H
AN-GE	Freq.	r=0,26*				r=0,32 [†]	r=0,49 [‡]	r=0,24*	
	Stiff.					r=0,28*	r=0,44 [‡]		
	Dec.								
	Relax.						r=-0,49 [‡]	r=-0,26*	
	Creep						r=-0,46 [‡]	r=-0,24*	
IR-GE	Freq.	r=0,26*	r=0,4 [‡]	r=0,45 [‡]	r=-0,3*	r=0,52 [‡]	r=0,56 [‡]	r=0,34 [†]	r=-0,39 [‡]
	Stiff.		r=0,35 [†]	r=0,37 [†]		r=0,45 [‡]	r=0,53 [‡]	r=0,29*	r=-0,37 [†]
	Dec.								
	Relax.		r=-0,38 [†]	r=-0,43 [‡]	r=0,3*	r=-0,54 [‡]	r=-0,57 [‡]	r=-0,36 [†]	r=0,36 [†]
	Creep	r=-0,26*				r=-0,46 [‡]	r=-0,39 [‡]	r=-0,29*	
AN-TA	Freq.		r=0,36 [†]	r=0,38 [†]		r=0,33 [†]	r=0,47 [†]	r=0,25*	
	Stiff.						r=0,41 [‡]		
	Dec.		r=-0,39 [‡]	r=-0,38 [†]	r=0,27*				
	Relax.						r=-0,39 [‡]		
	Creep						r=-0,4 [‡]		
RE-GE	Freq.	r=0,44 [‡]	r=0,57 [‡]	r=0,59 [‡]	r=-0,41 [‡]	r=0,4 [‡]	r=0,46 [‡]	r=0,31 [†]	r=-0,24*
	Stiff.	r=0,48 [‡]	r=0,57 [‡]	r=0,62 [‡]	r=-0,41 [‡]	r=0,49 [‡]	r=0,52 [‡]	r=0,39 [‡]	r=-0,25*
	Dec.	r=0,31 [†]	r=0,32 [†]	r=0,34 [†]		r=0,43 [‡]	r=0,42 [‡]	r=0,38 [‡]	r=-0,23*
	Relax.	r=-0,37 [†]	r=-0,51 [‡]	r=-0,56 [‡]	r=0,36 [†]	r=-0,4 [‡]	r=-0,5 [‡]	r=-0,3 [‡]	
	Creep	r=-0,32 [†]	r=-0,47 [†]	r=-0,51 [‡]	r=0,31 [†]	r=-0,29*	r=-0,4 [‡]		
ER-GE	Freq.	r=0,32 [†]	r=0,55 [‡]	r=0,5 [‡]	r=-0,36 [†]	r=0,3 [†]	r=0,43 [‡]		
	Stiff.	r=0,29*	r=0,52 [‡]	r=0,46 [‡]	r=-0,31 [†]	r=0,24*	r=0,38 [‡]		
	Dec.								
	Relax.	r=-0,35 [†]	r=-0,57 [‡]	r=-0,55 [‡]	r=0,39 [‡]	r=-0,26*	r=-0,41 [‡]		
	Creep	r=-0,35 [†]	r=-0,56 [‡]	r=-0,55 [‡]	r=0,38 [‡]	r=-0,27*	r=-0,43 [‡]		
RE-TA	Freq.	r=0,27*				r=0,29*			
	Stiff.	r=0,24*				r=0,26*			
	Dec.								
	Relax.		r=-0,32 [†]	r=-0,25*			r=-0,3*		
	Creep		r=-0,31 [†]	r=-0,24*			r=-0,31 [†]		

* $p \leq 0,05$; [†] $p \leq 0,01$; [‡] $p \leq 0,001$

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: biały oznacza korelacje małe; żółty – umiarkowane; pomarańczowy – duże.

Podobnie wyniki kształtują się w przypadku analiz z uwzględnieniem podziału na kończynę dominującą i niedominującą, a niektóre z obserwacji są jeszcze bardziej wyeksponowane. W przypadku kończyny dominującej (Tab. III), wśród grupy o umiarkowanym poziomie aktywności, ponownie wyróżniają się wartości współczynnika r w punktach RE-GE oraz ER-GE, świadczące o dużych korelacjach szczególnie w kontekście potrójnego skoku w dal oraz potrójnego skoku „na krzyż”. W grupie o wysokim poziomie aktywności jeszcze większe korelacje wykazują parametry w punkcie IR-GE, zwłaszcza z wynikami pojedynczego oraz potrójnego skoku w dal. Analogicznie wyniki prezentują się z uwzględnieniem wyłącznie kończyny niedominującej (Tab. IV) – szczególnie widoczne są duże korelacje parametrów w punktach RE-GE oraz ER-GE z potrójnym skokiem w dal i potrójnym skokiem na krzyż w grupie osób o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej.

Tab. III. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy wynikami pomiarów miotonometrycznych, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż - z uwzględnieniem wyłącznie kończyny dominującej.

MIOTONO-METRIA		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)			
		SKOKI JEDNONÓŻ							
		SHD	THD	CHD	T6H	SHD	THD	CHD	T6H
AN-GE	Freq.					r=0,48 [†]			
	Stiff.					r=0,49 [†]			
	Dec.					r=0,37 [†]			
	Relax.						r=-0,54 [‡]		
	Creep						r=-0,52 [‡]		
IR-GE	Freq.		r=0,4 [*]	r=0,42 [*]		r=0,6 [‡]	r=0,58 [‡]		r=-0,39 [*]
	Stiff.		r=0,34 [*]	r=0,35 [*]		r=0,48 [†]	r=0,5 [†]		r=-0,37 [*]
	Dec.								
	Relax.		r=-0,39 [*]	r=-0,38 [*]		r=-0,64 [‡]	r=-0,61 [‡]	r=-0,4 [*]	r=0,42 [*]
	Creep					r=-0,61 [‡]	r=-0,49 [†]	r=-0,46 [†]	
AN-TA	Freq.					r=0,43 [†]	r=0,46 [†]		
	Stiff.						r=0,37 [*]		
	Dec.								
	Relax.						r=-0,36 [*]		
	Creep						r=-0,36 [*]		
RE-GE	Freq.	r=0,45 [†]	r=0,54 [‡]	r=0,59 [‡]	r=-0,34 [*]	r=0,43 [†]	r=0,41 [*]		
	Stiff.	r=0,52 [†]	r=0,55 [‡]	r=0,63 [‡]	r=-0,4 [*]	r=0,51 [†]	r=0,47 [†]	r=0,36 [*]	
	Dec.	r=0,39 [*]		r=0,39 [*]	r=-0,36 [*]	r=0,46 [†]	r=0,35 [*]		
	Relax.	r=-0,35 [*]	r=-0,47 [†]	r=-0,56 [‡]		r=-0,41 [*]	r=-0,45 [†]		
	Creep		r=-0,41 [*]	r=-0,49 [†]			r=-0,34 [*]		
ER-GE	Freq.		r=0,48 [†]	r=0,49 [†]		r=0,39 [*]	r=0,39 [*]		
	Stiff.		r=0,44 [†]	r=0,45 [†]		r=0,38 [*]	r=0,41 [*]		
	Dec.								
	Relax.	r=-0,37 [*]	r=-0,52 [†]	r=-0,57 [‡]		r=-0,39 [*]	r=-0,44 [†]		
	Creep	r=-0,36 [*]	r=-0,51 [†]	r=-0,56 [‡]		r=-0,39 [*]	r=-0,45 [†]		
RE-TA	Freq.								
	Stiff.								
	Dec.								
	Relax.								
	Creep								

* $p \leq 0,05$; [†] $p \leq 0,01$; [‡] $p \leq 0,001$

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: żółty oznacza korelacje umiarkowane; pomarańczowy – duże.

Tab. IV. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy wynikami pomiarów miotometrycznych, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż - z uwzględnieniem wyłącznie kończyny niedominującej.

MIOTONO- METRIA		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)			
		SKOKI JEDNONÓŻ							
		SHD	THD	CHD	T6H	SHD	THD	CHD	T6H
AN-GE	Freq.					r=0,36*	r=0,51†		
	Stiff.						r=0,39*		
	Dec.								
	Relax.						r=-0,43†		
	Creep						r=-0,39*		
IR-GE	Freq.		r=0,39*	r=0,49†	r=-0,39*	r=0,44†	r=0,53‡	r=0,39*	r=-0,4*
	Stiff.		r=0,37*	r=0,39*	r=-0,34*	r=0,43†	r=0,57‡	r=0,4*	r=-0,4*
	Dec.								
	Relax.		r=-0,37*	r=-0,49†	r=0,37*	r=-0,43†	r=-0,52‡		
	Creep								
AN-TA	Freq.		r=0,43†	r=0,46†			r=0,48†		
	Stiff.						r=0,44†		
	Dec.		r=-0,49†	r=-0,52†	r=0,41*				
	Relax.						r=-0,43†		
	Creep						r=-0,43†		
RE-GE	Freq.	r=0,45†	r=0,61‡	r=0,61‡	r=-0,5†	r=0,38*	r=0,51†	r=0,33*	
	Stiff.	r=0,46†	r=0,6‡	r=0,61‡	r=-0,44†	r=0,47†	r=0,57‡	r=0,42*	
	Dec.					r=0,43†	r=0,48†	r=0,49†	
	Relax.	r=-0,4*	r=-0,57‡	r=-0,57‡	r=0,49†	r=-0,39*	r=-0,55‡	r=-0,35*	
	Creep	r=-0,37*	r=-0,53‡	r=-0,53†	r=0,47†		r=-0,47†		
ER-GE	Freq.		r=0,62‡	r=0,5†	r=-0,45†		r=0,47†		
	Stiff.		r=0,62‡	r=0,48†	r=-0,4*		r=0,36*		
	Dec.								
	Relax.		r=-0,62‡	r=-0,53‡	r=0,47†		r=-0,39*		
	Creep		r=-0,62‡	r=-0,53‡	r=0,47†		r=-0,39*		
RE-TA	Freq.		r=0,34*						
	Stiff.						r=0,33*		
	Dec.								
	Relax.		r=-0,39*				r=-0,35*		
	Creep		r=-0,38*				r=-0,35*		

* $p \leq 0,05$; † $p \leq 0,01$; ‡ $p \leq 0,001$

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: oznacza korelacje umiarkowane; pomarańczowy – duże.

4.2. Korelacje pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie testów dopełnienia kąta, a skokami jednonóż

Analiza wyników bez uwzględniania podziału na kończynę dominującą i niedominującą, wykazała występowanie dużych oraz umiarkowanych korelacji pomiędzy sztywnością mięśni kulszowo-goleniowych mierzoną przy pomocy zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, a wszystkimi konkurencjami skokowymi w grupie o umiarkowanej aktywności fizycznej (Tab. V). Najwyższe wartości współczynnika r wykazano w przypadku potrójnego skoku w dal oraz potrójnego skoku „na krzyż” (kolejno $r=0,59$ oraz $r=0,55$). Dodatkowo mniejsze korelacje zaobserwowano pomiędzy sztywnością mięśnia prostego uda, a pojedynczym skokiem w dal oraz skokami na czas na dystansie 6m. W przypadku grupy o wysokim poziomie aktywności fizycznej nie wykazano żadnych istotnych statystycznie zależności.

Tab. V. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż - bez uwzględnienie podziału na kończynę dominującą i niedominującą.

SZTYWNOŚĆ MIERZONA NA BAZIE TESTU DOPEŁNIENIA KĄTA	Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=70)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=72)			
	SKOKI JEDNONÓŻ							
	SHD	THD	CHD	T6H	SHD	THD	CHD	T6H
mm. kulszowo-gol.	$r=0,47^{\ddagger}$	$r=0,59^{\ddagger}$	$r=0,55^{\ddagger}$	$r=-0,41^{\ddagger}$				
m. prosty uda	$r=0,32^{\dagger}$			$r=-0,24^*$				

* $p \leq 0,05$; $^{\dagger} p \leq 0,01$; $^{\ddagger} p \leq 0,001$

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: biały oznacza korelację małą; żółty – umiarkowane; pomarańczowy – duże.

Podobnie kształtują się wyniki z uwzględnieniem wyłącznie kończyny dominującej (Tab. VI), bądź niedominującej (Tab. VII). W grupie o umiarkowanym poziomie aktywności w obu przypadkach ponownie wykazano występowanie dużych oraz umiarkowanych korelacji pomiędzy sztywnością tylnej taśmy mięśni kulszowo-goleniowych, a wszystkimi

konkurencjami skokowymi. Nie zaobserwowano natomiast żadnych zależności związanych ze sztywnością mięśnia prostego uda. Z kolei w grupie o wysokim poziomie aktywności fizycznej wykazano występowanie umiarkowanej korelacji pomiędzy sztywnością mięśni kulszowo-goleniowych, a pojedynczym skokiem w dal w kończynie dominującej oraz umiarkowanej zależności pomiędzy sztywnością mięśnia prostego uda, a wszystkimi konkurencjami skokowymi w dal.

Tab. VI. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednoż – z uwzględnieniem wyłącznie kończyny dominującej.

	Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)			
SZTYWNOŚĆ MIERZONA NA BAZIE TESTU DOPEŁNIENIA KĄTA	SKOKI JEDNONÓŻ							
	SHD	THD	CHD	T6H	SHD	THD	CHD	T6H
mm. kulszowo-gol.	r=0,52 [†]	r=0,53 [†]	r=0,52 [†]	r=-0,37 [*]	r=0,37 [*]			
m. prosty uda								

* $p \leq 0,05$; [†] $p \leq 0,01$

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: żółty oznacza korelacje umiarkowane; pomarańczowy – duże.

Tab. VII. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż – z uwzględnieniem wyłącznie kończyny niedominującej.

	Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)			
SZTYWNOŚĆ MIERZONA NA BAZIE TESTU DOPEŁNIENIA KĄTA	SKOKI JEDNONÓŻ							
	SHD	THD	CHD	T6H	SHD	THD	CHD	T6H
mm. kulszowo-gol.	r=0,41*	r=0,66 [‡]	r=0,6 [‡]	r=-0,46 [†]				
m. prosty uda					r=0,37*	r=0,46 [†]	r=0,37*	

* $p \leq 0,05$; [†] $p \leq 0,01$; [‡] $p \leq 0,001$

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: żółty oznacza korelacje umiarkowane; pomarańczowy – duże.

4.3. Porównanie wyników konkurencji skokowych pomiędzy grupami

Analiza rezultatów prób oceniających stabilność dynamiczną stawu kolanowego wykazała uzyskiwanie lepszych wyników w kilku konkurencjach przez osoby cechujące się wysokim poziomem aktywności fizycznej (Tab. VIII). W odniesieniu do kończyny dominującej występowanie istotnych statystycznie różnic zaobserwowano w pojedynczym skoku w dal oraz skokach na czas na dystansie 6m, natomiast porównanie wyników w konkurencji potrójnego skoku w dal było bliskie granicy progu istotności. Z kolei w kontekście kończyny niedominującej istotne różnice na korzyść grupy o wysokim poziomie aktywności fizycznej wykazano w potrójnym skoku w dal oraz skokach na czas na dystansie 6m.

Tab. VIII. Porównanie międzygrupowe wyników baterii skoków jednonóż, służących do oceny stabilności dynamicznej stawu kolanowego.

Kończyna	Zmienna	Grupa	n	X	SD	Me	Min	Max	p	d Cohena
Dominująca	SHD* [m]	UA	35	1,48	0,37	1,48	0,73	2,16	0,048 ^v	-0,48
		WA	36	1,64	0,26	1,65	1,16	2,22		
	THD [m]	UA	35	4,63	0,94	4,56	2,99	6,35	0,066 ^u	
		WA	36	5,02	0,77	4,94	3,94	6,49		
	CHD [m]	UA	35	4,02	1,14	4,04	1,46	6,59	0,126 ^v	
		WA	36	4,38	0,75	4,3	3,03	6,32		
	T6H* [s]	UA	35	2,37	0,38	2,33	1,75	3,1	0,043 ^w	0,49
		WA	36	2,21	0,29	2,18	1,67	3,05		
Niedominująca	SHD [m]	UA	35	1,46	0,37	1,47	0,63	2,13	0,089 ^w	
		WA	36	1,59	0,26	1,6	1,08	2,17		
	THD* [m]	UA	35	4,59	1,03	4,71	2,79	6,94	0,024 ^t	-0,55
		WA	36	5,08	0,75	5,04	3,92	6,65		
	CHD [m]	UA	35	4,04	1,12	4,07	2,05	6,37	0,13 ^w	
		WA	36	4,38	0,72	4,33	2,8	5,85		
	T6H* [s]	UA	35	2,47	0,41	2,45	1,82	3,23	0,007 ^t	0,67
		WA	36	2,25	0,23	2,26	1,83	2,73		

* parametry istotnie różniące się; $p \leq 0,05$

zastosowany test położenia: ^t – t-Studenta, ^u – U Manna-Whitneya, ^w – Welcha.

4.4. Porównanie wyników pomiarów sztywności pomiędzy grupami

Porównując wyniki pomiarów miotonometrycznych w obu grupach, jedyne istotne statystycznie różnice zaobserwowano dla parametrów: Freq. w punkcie AN-GE kończyny dominującej (Tab. IX), Creep w punkcie RE-GE kończyny dominującej (Tab. IX) oraz Creep i Relax. w punkcie AN-TA kończyny niedominującej (Tab. X). Wszystkie inne parametry nie wykazały istotnych różnic pomiędzy grupami.

Grupy o umiarkowanym oraz wysokim poziomie aktywności fizycznej nie różniły się w sposób istotny także pod względem sztywności mięśni kulszowo-goleniowych oraz prostych uda, mierzonej przy użyciu zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta (Tab. XI).

Tab. IX. Porównanie międzygrupowe wyników pomiarów miotonometrycznych w odniesieniu do kończyny dominującej.

PARAMETR		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)					Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)					p (wielkość efektu)
		X	SD	Me	Min	Max	X	SD	Me	Min	Max	
AN-GE	Freq. [Hz]*	14,32	1,49	13,9	12,1	18	15,06	1,55	14,7	12,4	18,7	0,045 ^t (-0,48) ^d
	Stiff. [N/m]	257,8	36,52	257	187	340	263,64	36,06	260	198	345	0,5 ^t
	Dec.	1,3	0,23	1,28	0,81	1,73	1,23	0,19	1,23	0,88	1,69	0,15 ^t
	Relax. [ms]	21,47	2,64	21,4	16,5	26,8	20,94	2,27	20,9	16,8	25,9	0,367 ^t
	Creep	1,3	0,15	1,31	1,02	1,65	1,27	0,12	1,27	1,05	1,56	0,393 ^t
IR-GE	Freq. [Hz]	12,87	1,29	12,6	10,7	15,9	13,2	1,49	12,85	11	15,9	0,527 ^u
	Stiff. [N/m]	206,63	49,47	209	118	309	211,39	48,56	219	131	309	0,684 ^t
	Dec.	0,97	0,2	0,9	0,64	1,44	0,94	0,15	0,95	0,64	1,38	0,624 ^t
	Relax. [ms]	22,93	3	23,2	16,8	29,8	22,51	3,05	23,5	16,5	28,7	0,56 ^t
	Creep	1,28	0,14	1,27	1,03	1,58	1,27	0,15	1,25	1	1,66	0,603 ^t
AN-TA	Freq. [Hz]	20,31	2,86	20,1	14,6	26,2	21,05	3,12	21,05	14,8	26,6	0,306 ^t
	Stiff. [N/m]	438,06	105,13	412	276	750	459,31	94,44	445	267	656	0,225 ^u
	Dec.	0,8	0,14	0,79	0,56	1,21	0,83	0,14	0,81	0,57	1,12	0,338 ^t
	Relax. [ms]	12,64	2,86	12,4	6,6	17,9	11,95	2,82	11,75	7,9	20,4	0,166 ^u
	Creep	0,8	0,17	0,78	0,45	1,1	0,76	0,17	0,75	0,52	1,26	0,157 ^u
RE-GE	Freq. [Hz]	13,41	1,48	13,4	10,7	17	13,92	1,61	13,8	11,5	17,8	0,176 ^t
	Stiff. [N/m]	217,89	42,39	203	136	326	219,97	53,75	225	128	328	0,856 ^t
	Dec.	1,01	0,2	1,01	0,48	1,38	0,93	0,24	0,93	0,56	1,38	0,125 ^t
	Relax. [ms]	23,42	3,97	22,7	15,8	32,1	22,03	3,47	21,4	15,8	28,2	0,121 ^t
	Creep*	1,37	0,21	1,32	0,98	1,78	1,26	0,19	1,19	0,98	1,69	0,02 ^u (0,32) ^g
ER-GE	Freq. [Hz]	16,13	3,16	15,5	10,4	23,4	17,35	3,38	16,5	11,7	24,9	0,098 ^u
	Stiff. [N/m]	322,29	114,9	297	154	643	355,33	105,23	328	181	583	0,123 ^u
	Dec.	1,02	0,18	1,01	0,69	1,46	1,07	0,13	1,06	0,78	1,43	0,182 ^t
	Relax. [ms]	17,44	5,15	16,8	8,3	32,2	15,92	4,75	15,65	9	26,2	0,245 ^u
	Creep	1,05	0,29	1,01	0,55	1,88	0,97	0,27	0,94	0,58	1,51	0,252 ^u
RE-TA	Freq. [Hz]	16,91	2,12	16,5	13,2	22,3	17,09	1,94	17,15	14,5	21,8	0,637 ^u
	Stiff. [N/m]	318,91	56,34	304	238	471	321,47	48,85	318,5	239	447	0,645 ^u
	Dec.	1,3	0,19	1,28	0,99	1,78	1,28	0,19	1,31	0,97	1,63	0,71 ^t
	Relax. [ms]	17,93	3,22	18	11,2	25,1	17,73	2,74	17,75	11,6	23,9	0,781 ^t
	Creep	1,11	0,19	1,12	0,72	1,53	1,1	0,16	1,12	0,74	1,49	0,83 ^t

* parametry istotnie różniące się: $p \leq 0,05$

zastosowany test położenia: ^t – t-Studenta, ^u – U Manna-Whitneya

zastosowana miara wielkości efektu: ^d – d Cohena, ^g – r_g Glassa

Tab. X. Porównanie międzygrupowe wyników pomiarów miotonometrycznych w odniesieniu do kończyny niedominującej.

PARAMETR		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)					Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)					p (wielkość efektu)
		X	SD	Me	Min	Max	X	SD	Me	Min	Max	
AN-GE	Freq. [Hz]	14,35	1,31	14,5	11,4	16,9	14,88	1,4	14,5	12,8	18,9	0,103 ^t
	Stiff. [N/m]	258,43	30,04	264	177	319	268,19	36,16	264	194	357	0,221 ^t
	Dec.	1,34	0,25	1,34	0,74	1,84	1,34	0,26	1,3	0,93	1,85	0,943 ^t
	Relax. [ms]	21,43	2,4	21,1	17,5	27,6	20,75	2,13	20,75	15,9	24,9	0,208 ^t
	Creep	1,3	0,14	1,3	1,03	1,58	1,26	0,12	1,25	1	1,5	0,225 ^t
IR-GE	Freq. [Hz]	12,86	1,3	12,6	10,8	16	13,19	1,33	13	11,4	15,8	0,372 ^u
	Stiff. [N/m]	200,86	43,1	202	112	295	213,83	43,63	216	135	290	0,212 ^t
	Dec.	0,95	0,17	0,96	0,48	1,26	1	0,2	1,03	0,64	1,72	0,267 ^u
	Relax. [ms]	23,12	2,6	23,1	16,2	27,6	22,58	2,64	23,05	17,1	27,1	0,387 ^t
	Creep	1,29	0,14	1,31	0,96	1,58	1,28	0,14	1,27	1	1,63	0,858 ^t
AN-TA	Freq. [Hz]	20,23	2,94	19,9	15,3	26,9	21,29	3,34	21,5	14,9	26,6	0,163 ^t
	Stiff. [N/m]	439,26	115,28	414	293	782	476,97	104,81	465	302	680	0,087 ^u
	Dec.	0,8	0,13	0,77	0,56	1,1	0,8	0,15	0,76	0,46	1,27	0,881 ^u
	Relax. [ms]*	12,76	3	13,2	6,4	18,1	11,39	2,6	11	7,6	18	0,043 ^t (0,49) ^d
	Creep*	0,81	0,18	0,83	0,43	1,12	0,72	0,15	0,7	0,5	1,12	0,036 ^t (0,51) ^d
RE-GE	Freq. [Hz]	13,75	1,7	13,6	10,5	19,3	13,76	1,59	13,6	11,5	17,5	0,972 ^u
	Stiff. [N/m]	224,06	45,85	220	153	376	221,53	51,94	222	132	328	0,968 ^u
	Dec.	1,05	0,23	1,02	0,61	1,57	0,99	0,23	1	0,55	1,56	0,248 ^t
	Relax. [ms]	22,76	3,92	22,5	14,2	32,8	22,37	3,58	21,8	16	30,5	0,662 ^t
	Creep	1,33	0,22	1,29	0,89	1,87	1,28	0,19	1,25	0,99	1,71	0,345 ^t
ER-GE	Freq. [Hz]	16,26	3,03	15,6	10,6	22,9	17,42	3,42	16,8	11,6	26,1	0,149 ^u
	Stiff. [N/m]	327,4	100,97	293	182	543	365,67	113,02	351,5	183	680	0,11 ^u
	Dec.	1,03	0,16	0,99	0,73	1,38	1,06	0,15	1,04	0,72	1,46	0,345 ^t
	Relax. [ms]	17	4,84	17,2	9,8	29,7	15,38	4,39	14,85	7,3	26,4	0,149 ^t
	Creep	1,03	0,27	1,03	0,62	1,76	0,94	0,25	0,92	0,48	1,54	0,161 ^t
RE-TA	Freq. [Hz]	16,89	2,51	16,4	12,8	25,6	16,84	2,08	16,65	13,3	23,2	0,895 ^u
	Stiff. [N/m]	321,11	71	296	230	550	314,69	52,92	316	241	483	1 ^u
	Dec.	1,3	0,22	1,28	0,86	1,82	1,26	0,19	1,23	0,91	1,7	0,494 ^u
	Relax. [ms]	17,93	3,46	18,5	9,4	25,1	18,24	3,01	17,9	11	24,1	0,693 ^t
	Creep	1,11	0,2	1,14	0,61	1,53	1,13	0,18	1,12	0,71	1,47	0,631 ^t

* parametry istotnie różniące się: $p \leq 0,05$

zastosowany test położenia: ^t – t-Studenta, ^u – U Manna-Whitneya

zastosowana miara wielkości efektu: ^d – d Cohena

Tab. XI. Porównanie międzygrupowe wyników pomiarów sztywności, mierzonej na bazie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta.

Kończyna	Sztywność	Grupa	n	X	SD	Me	Min	Max	p
Dominująca	mm. kulszowo-goleniowych [kG/°]	UA	35	0,1	0,04	0,09	0,04	0,19	0,991 ^u
		WA	36	0,1	0,03	0,09	0,04	0,2	
	m. prostego uda [kG/°]	UA	35	0,16	0,05	0,17	0,07	0,24	0,16 ^u
		WA	36	0,19	0,08	0,19	0,08	0,54	
Niedominująca	mm. kulszowo-goleniowych [kG/°]	UA	35	0,09	0,03	0,08	0,05	0,16	0,949 ^u
		WA	36	0,09	0,03	0,09	0,04	0,18	
	m. prostego uda [kG/°]	UA	35	0,17	0,06	0,17	0,09	0,27	0,666 ^u
		WA	36	0,17	0,04	0,17	0,09	0,24	

zastosowany test położenia: ^u - U Manna-Whitneya

4.5. Korelacje pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie testów dopełnienia kąta, a miotonometrią

Analiza wyników wykazała występowanie umiarkowanych korelacji pomiędzy sztywnością mięśni kulszowo-goleniowych, a pomiarami miotometrycznymi w punkcie zlokalizowanym w obrębie tylnej taśmy mięśniowej uda (RE-GE). W przypadku mięśnia prostego uda i odpowiadającego mu punktowi (AN-GE) wykazano jedynie małe korelacje. Szczegółowe wartości współczynników r przedstawiono w Tab. XII. Jako, że celem niniejszej analizy była ocena korelacji między dwoma rodzajami pomiarów, uwzględniono w niej wyniki uzyskane we wszystkich kończynach łącznie.

Tab. XII. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, a wynikami pomiarów miotonometrycznych w punktach odpowiadającym poszczególnym grupom mięśniowym – z uwzględnieniem wszystkich badanych kończyn ($n=142$).

SZTYWNOŚĆ MIERZONA NA BAZIE TESTU DOPEŁNIENIA KĄTA	MIOTONOMETRIA				
	mm. kulszowo-goleniowe	RE-GE			
Freq.		Stiff.	Dec.	Relax.	Creep
r=0,43 [‡]		r=0,41 [‡]		r=-0,42 [‡]	r=-0,36 [‡]
m. prosty uda	AN-GE				
	Freq.	Stiff.	Dec.	Relax.	Creep
	r=0,22 [†]	r=0,29 [‡]		r=-0,2 [*]	

* $p \leq 0,05$; † $p \leq 0,01$; ‡ $p \leq 0,001$

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: biały oznacza korelacje małe; żółty – umiarkowane.

5. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Sztywność pasywna jest ważną składową mechanizmów stabilizacyjnych, także w kontekście stawu kolanowego. Właściwość ta w odniesieniu do mięśni kończyny dolnej pozytywnie koreluje ze zdolnościami stabilizacyjnymi kolana, ocenianymi przy pomocy baterii skoków jednonóż. Wielkość uzyskanych współczynników korelacji różni się w zależności od poziomu aktywności fizycznej – u osób umiarkowanie aktywnych największe zależności zaobserwowano w odniesieniu do grupy kulszowo-goleniowej, natomiast osoby o wysokim poziomie aktywności fizycznej przejawiały korelacje w stosunku do tej grupy mięśniowej tylko w przypadku pomiarów miotonometrycznych, dodatkowo charakteryzując się wysokimi i umiarkowanymi korelacjami w odniesieniu do m. obszernego przyśrodkowego. Ponadto grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej uzyskiwała lepsze rezultaty prób skokowych, przy jednoczesnym braku istotnych różnic pomiędzy grupami w poziomie sztywności pasywnej. Prawdopodobnie lepsze zdolności stabilizacyjne osób bardziej aktywnych wynikają z większego zaangażowania mechanizmów związanych z aktywnymi właściwościami tkanek oraz kontrolą nerwowo-mięśniową.

Dodatkowo, w związku z pomiarem sztywności z wykorzystaniem dwóch różnych metod - miotonometrii oraz zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta - oceniono korelacje wyników uzyskanych przy pomocy obu narzędzi. Zależności okazały się istotne statystycznie, jednak wartości współczynników korelacji kształtowały się na niskich i umiarkowanym poziomie. Na podstawie przeprowadzonych analiz oraz odniesień w literaturze sugeruje się, że miotonometria jest dokładniejszym narzędziem do pomiaru sztywności tkanek, jednak nie wyklucza się, że niższe niż oczekiwane poziomy korelacji są skutkiem przyjętej metodyki pomiarów.

W odpowiedzi na postawione pytania badawcze, w oparciu o uzyskane wyniki, sformułowano następujące wnioski:

1. Sztywność mięśni w obrębie kończyny dolnej istotnie koreluje z poziomem stabilizacji dynamicznej stawu kolanowego u młodych dorosłych o umiarkowanej aktywności fizycznej – największe korelacje dotyczyły grupy kulszowo-goleniowej.
2. Sztywność mięśni w obrębie kończyny dolnej istotnie koreluje z poziomem stabilizacji dynamicznej stawu kolanowego u młodych dorosłych o wysokim poziomie aktywności fizycznej, regularnie trenujących sport – największe korelacje zaobserwowano w przypadku mięśnia obszernego przyśrodkowego oraz grupy kulszowo-goleniowej.
3. Poziom aktywności fizycznej różnicuje badanych w kontekście osiągniętych rezultatów w testach funkcjonalnych oceniających stabilność dynamiczną stawu kolanowego – osoby o wysokim poziomie aktywności fizycznej cechują się lepszą stabilnością dynamiczną kolana w porównaniu do osób mniej aktywnych.
4. Osoby o wysokim oraz umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej nie różnią się poziomem sztywności pasywnej badanych struktur w obrębie kończyny dolnej.
5. Większa sztywność mierzona w wybranych punktach w obrębie struktur mięśniowo-powięziowych istotnie odzwierciedla wyższy poziom stabilizacji dynamicznej stawu kolanowego. Wzorzec ten jest związany z poziomem aktywności fizycznej. Stabilność kolana u osób o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej w znacznej mierze opiera się na sztywności pasywnej tkanek w obrębie grupy kulszowo-goleniowej, podczas gdy w grupie osób bardziej aktywnych zależność ta jest już mniejsza, występuje z kolei powiązanie ze sztywnością pasywną mięśnia obszernego przyśrodkowego. Niniejsza praca dostarcza także przesłanek, pozwalających przypuszczać, że osoby o wysokim poziomie aktywności fizycznej cechują się lepiej

zbalansowaną sztywnością mięśniowo-powięziową w obrębie antagonistycznych centrów koordynacji.

6. Wyniki pomiarów sztywności przy użyciu testów dopełnienia kąta korelują z wynikami pomiarów miotonometrycznych, jednak poziom owych korelacji jest niski i umiarkowany.

6. IMPLIKACJE KLINICZNE

Powyższe obserwacje mogą mieć swoje przełożenie na aspekty praktyczne zarówno w dziedzinie fizjoterapii, jak i prewencji urazów oraz treningu sportowego.

W gabinetach fizjoterapeutycznych często stosuje się techniki mające na celu zmniejszenie sztywności tkanek. Pracując z pacjentami o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej, należy mieć na uwadze, że stosowanie wyłącznie takiego działania może negatywnie wpłynąć na stabilność stawu kolanowego. W takich przypadkach, dobrym rozwiązaniem wydaje się uzupełnienie terapii o ćwiczenia, mające na celu poprawę kontroli motorycznej kończyn dolnych.

Trening ukierunkowany na koordynację nerwowo-mięśniową wydaje się być również ważnym elementem przygotowania do uprawiania sportu osób o wysokim poziomie aktywności fizycznej. Rozwój w tym aspekcie powinien pozwolić na ograniczenie roli pasywnych właściwości tkanek w procesach stabilizacyjnych stawu kolanowego, co przekłada się na bardziej efektywne strategie stabilizacyjne, które mogą być kluczowe w prewencji urazów.

7. PIŚMIENNICTWO

- Barber S.D., 1990. Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clin Orthop Relat Res*, 255:204-214.
- Biernat E., Stupnicki R., Gajewski A.K., 2007. Międzynarodowy Kwestionariusz Aktywności Fizycznej (IPAQ) – wersja polska. *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 51(1):47-54.
- Blazevich A.J., 2019. Adaptations in the passive mechanical properties of skeletal muscle to altered patterns of use. *J Appl Physiol*, 126(5):1483-1491. doi:10.1152/jappphysiol.00700.2018.
- Bolgl L.A., Keskula D.R., 1997. Reliability of lower extremity functional performance tests. *J Orthop Sports Phys Ther*, 26(3):138-42.
- Cheatham S.W., Stull K.R., 2018. Comparison of three different density type foam rollers on knee range of motion and pressure pain threshold: a randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther*, 13(3):474-482.
- Colomar J., Baiget E., Corbi F., 2020. Influence of Strength, Power, and Muscular Stiffness on Stroke Velocity in Junior Tennis Players. *Front Physiol*, 11:196. doi:10.3389/fphys.2020.00196.
- Davies W.T., Myer G.D., Read P.J., 2020. Is It Time We Better Understood the Tests We are Using for Return to Sport Decision Making Following ACL Reconstruction? A Critical Review of the Hop Tests. *Sports Med*, 50(3):485-495. doi:10.1007/s40279-019-01221-7.
- Feng Y.N. et al., 2018. Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO. *Sci Rep*, 8(1):17064. doi:10.1038/s41598-018-34719-7.
- Fitzgerald G.K. et al., 2001. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31(10):588-97. doi:10.2519/jospt.2001.31.10.588.
- Gage B.E. et al., 2012. Epidemiology of 6.6 million knee injuries presenting to United States emergency departments from 1999 through 2008. *Acad Emerg Med*, 19(4):378-85. doi:10.1111/j.1553-2712.2012.01315.x.
- Gnat R. et al., 2010. Reliability of the passive knee flexion and extension tests in healthy subjects. *J Manipulative Physiol Ther*, 33(9):659-665. doi:10.1016/j.jmpt.2010.09.001.

- Hegedus E.J. et al., 2015. Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. *Br J Sports Med*, 49(10):642-8. doi:10.1136/bjsports-2014-094094.
- Hoffman J., Gabel P., 2013. Expanding Panjabi's stability model to express movement: a theoretical model. *Medical hypotheses*, 80(6):692-7.
- Hopkins W.G. et al., 2009. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*, 41(1):3-13. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278.
- Ismail M.M., Abdel-Lateef M.F., 2013. Dynamic knee stability: single leg hop tests and hamstring/quadriceps ratio during menstrual cycle in female athletes. *Bull. Fac. Ph. Th. Cairo Univ.*, 18(1).
- Kalkhoven J.T., Watsford M.L., 2018. The relationship between mechanical stiffness and athletic performance markers in sub-elite footballers. *J Sports Sci*, 36(9):1022-1029. doi:10.1080/02640414.2017.1349921.
- Keays S.L. et al., 2003. The relationship between knee strength and functional stability before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res*, 21(2):231-7. doi:10.1016/S0736-0266(02)00160-2.
- Kjaer M. et al., 2006. Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. *J Anat*, 208(4):445-50. doi:10.1111/j.1469-7580.2006.00549.x.
- Kuszewski M., 2012. *Rola sztywności pasywnej wybranych mięśni w procesach stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego*. Katowice: AWF Katowice.
- Kuszewski M. i in., 2009. Rola sztywności pasywnej mięśni kulszowo-goleniowych w procesach stabilizacji. *Fizjoterapia Polska*, 9(3):195-201.
- Kuszewski M.T. et al., 2019. Passive stiffness of the hamstrings and the rectus femoris in persons after an ACL reconstruction. *Phys Sportsmed*, 47(1):91-95. doi:10.1080/00913847.2018.1527171.
- Majewski M., Susanne H., Klaus S., 2006. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *Knee*, 13(3):184-8. doi:10.1016/j.knee.2006.01.005.

- Maniar N. et al., 2022. Trends in Australian knee injury rates: An epidemiological analysis of 228,344 knee injuries over 20 years. *Lancet Reg Health West Pac*, 21:100409. doi:10.1016/j.lanwpc.2022.100409.
- Markström J.L. et al., 2019. Dynamic knee control and movement strategies in athletes and non-athletes in side hops: Implications for knee injury. *Scand J Med Sci Sports*, 29(8):1181-1189. doi:10.1111/sms.13432.
- Mullix J., Warner M., Stokes M., 2012. Testing muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps femoris using a novel hand held MyotonPRO device: relative ratios and reliability. *Working Papers in Health Science*, 1(1):1-8.
- Munro A.G., Herrington L.C., 2011. Between-session reliability of four hop tests and the agility T-test. *J Strength Cond Res*, 25(5):1470-1477.
- Noyes F.R., Barber S.D., Mangine R.E., 1991. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med*, 19:513-8.
- Özbek E.A., Armangil M., Bilgin S.S., 2018. First dorsal compartment musculotendinous avulsion accompanied by close radial styloid fracture: Case report. *Int J Surg Case Rep*, 53:79-84. doi:10.1016/j.ijscr.2018.10.007.
- Panjabi M.M., 1992a. The stabilising system of the spine. Part1. function and dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5:383-389.
- Panjabi M.M., 1992b. The stabilising system of the spine. Part2. neutral zone and stability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5:390-397.
- Pruyn E.C., Watsford M., Murphy A., 2014. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Metab*, 39(10):1144-50. doi:10.1139/apnm-2014-0063.
- Pruyn E.C., Watsford M.L., Murphy A.J., 2015. Differences in lower-body stiffness between levels of netball competition. *J Strength Cond Res*, 29(5):1197-202. doi:10.1519/JSC.0000000000000418
- Reid A. et al., 2007. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther*, 87(3):337-49.
- Ross M.D., Langford B., Whelan P.J., 2002. Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. *J Strength Cond Res*, 16(4):617-22.

- Schleip R. et al., 2006. Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. *Med Hypotheses*, 66(1):66-71. doi:10.1016/j.mehy.2005.08.025.
- Stecco L., Stecco A., 2019. *Manipulacja powięzi w leczeniu dolegliwości bólowych układu ruchu*. Szczecin: Wydawnictwo Odnova-Med.
- Williams G.N. et al., 2001. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31(10):546-66. doi:10.2519/jospt.2001.31.10.546.
- Williams M., Squillante A., Dawes J., 2017. The Single Leg Triple Hop for Distance Test. *Strength and Conditioning Journal*, 39(3):94-98. doi:10.1519/SSC.0000000000000304.
- Zügel M. et al., 2018. Fascial tissue research in sports medicine: from molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: consensus statement. *Br J Sports Med*, 52(23):1497. doi:10.1136/bjsports-2018-099308.