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

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor:

dr hab. Michał Kuszewski prof. AWF

Katowice 2023

SPIS TREŚCI

WYKAZ SKRÓTÓW 4

1. WSTĘP 6

1.1. Wprowadzenie 6

1.2. Stabilizacja dynamiczna stawu kolanowego 7

1.3. Skoki jednonóż, jako bateria testów do oceny stabilności dynamicznej stawu kolanowego. 9

1.4. Rola sztywności w funkcji ruchowej 12

1.5. Powięź, a funkcja ruchowa i stabilizacyjna 16

1.6. Metody pomiaru sztywności 19

2. CEL PRACY ORAZ PYTANIA I HIPOTEZY BADAWCZE 22

2.1. Cel pracy 22

2.2. Pytania badawcze 23

2.3. Hipotezy badawcze 24

3. MATERIAŁ I METODY 25

3.1. Materiał badawczy 25

3.2. Narzędzia badawcze 28

3.2.1. Miotonometria 28

3.2.2. Zmodyfikowane testy dopełnienia kąta do oceny sztywności mięśniowej 30

3.2.3. Bateria skoków jednonóż 33

3.2.4. Kwestionariusze badawcze 35

3.3. Procedura badawcza 36

3.4. Analiza statystyczna 42

4. WYNIKI 43

4.1. Korelacje pomiędzy pomiarami miotonometrycznymi, a wynikami skoków jednonóż 43

4.2. Korelacje pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie testów dopełnienia kąta, a skokami jednonóż 49

4.3. Porównanie wyników konkurencji skokowych pomiędzy grupami 51

4.4. Porównanie wyników pomiarów sztywności pomiędzy grupami 52

4.5. Korelacje pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie testów dopełnienia kąta, a miotonometrią 55

5. DYSKUSJA 57

5.1. Korelacje pomiędzy sztywnością pasywną mięśni w obrębie kończyny dolnej, a wynikami skoków jednonóż. ... 57
5.2. Zdolności stabilizacyjne stawu kolanowego w zależności od poziomu aktywności fizycznej badanych ... 61
5.3. Poziom sztywności pasywnej w kontekście wysokiej i umiarkowanej aktywności fizycznej ... 61
5.4. Analiza strategii stabilizacyjnych stawu kolanowego w zależności od poziomu aktywności fizycznej ... 62
5.5. Korelacje pomiędzy miotonometrią, a sztywnością pasywną mierzoną z wykorzystaniem zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta ... 64
5.6. Implikacje kliniczne ... 65
5.7. Limitacje oraz dalsze perspektywy ... 66
6. PODSUMOWANIE ... 69
7. WNIOSKI ... 70
8. PIŚMIENNICTWO ... 72
9. STRESZCZENIE ... 81
10. SUMMARY ... 84
11. WYKAZ RYCIN ... 86
12. WYKAZ TABEL ... 87
13. ZAŁĄCZNIKI ... 88
Zał. 1. Kwestionariusz IPAQ - wersja polska [Biernat, Stupnicki i Gajewski 2007] ... 88
Zał 2. Autorski kwestionariusz badawczy ... 89

WYKAZ SKRÓTÓW

ACL – więzadło krzyżowe przednie (ang. anterior cruciate ligament)

FSSC – szybki cykl „rozciągnięcie-skurcz” (ang. fast stretch-shortening cycle)

SSSC – wolny cykl „rozciągnięcie skurcz” (ang. slow stretch-shortening cycle)

CC – centrum koordynacji (ang. center of coordination)

FM – Manipulacja Powięzi (ang. Fascial Manipulation)

SWE – ultrasonograficzna elastografia fali poprzecznej (ang. shear wave elastography)

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

1.1. Wprowadzenie

Szkielet dorosłego człowieka składa się 206 kości [Reicher i in. 2003], stwarzając tym samym ogromne możliwości ruchowe. Szacuje się, że występujące między poszczególnymi kośćmi połączenia stawowe dają potencjalną liczbę 234 stopni swobody [Bober i Zawadzki 2001]. Oczywiście żadna z czynności nie wykorzystuje jednocześnie pełnego potencjału ruchowego drzemiącego w układzie kostno-stawowym. Wręcz przeciwnie, w celu zabezpieczenia poszczególnych struktur układu ruchu przed potencjalnie niebezpiecznymi przemieszczeniami, a także zoptymalizowania wykonywanego zadania, niezbędne jest „ograniczanie" możliwości ruchowych w trakcie codziennej aktywności, które określa się mianem stabilizacji [Kuszewski 2012]. Pojęcie to definiowane jest jako zdolność do przywrócenia i utrzymania właściwej równowagi stawu poprzez kompensowanie działających na niego sił [Riemann i Lephart 2002a, 2002b; Hodges 2009]. Procesy stabilizacyjne muszą funkcjonować nie tylko podczas utrzymywania pozycji statycznych, ale także w trakcie wykonywania zadań ruchowych (stabilizacja dynamiczna, funkcjonalna). Jeśli weźmiemy pod uwagę mnogość sił i ich momentów oddziałujących na układ ruchu człowieka, staje się jasne, że sam układ kostno-stawowy nie jest w stanie zapewnić odpowiedniej stabilizacji [Kuszewski 2012].

Na przestrzeni ostatnich dekad w literaturze z dziedziny fizjoterapii i biomechaniki odnaleźć można liczne koncepcje w tematyce teoretycznych modeli prawidłowej funkcji ruchowej. Niejednokrotnie zagadnienie stabilizacji znajduje się w centralnym punkcie owych rozważań. Jednym z najbardziej rozpoznawalnych i powszechnie akceptowanym modelem jest ten przedstawiony przez Panjabiego [1992a, 1992b], odnoszący się do stabilizacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Autor w swoim koncepcie opisuje trzy podsystemy: czynny, bierny oraz podsystem kontroli nerwowej. Podsystem czynny wykorzystuje aktywność mięśni

szkieletowych, bierny opiera się na pasywnych właściwościach struktur kostno-stawowych oraz mięśni, natomiast do podsystemu kontrolującego zalicza się wszelkie receptory oraz struktury ośrodkowego i obwodowego układu nerwowego odpowiedzialne za zbieranie, przetwarzanie i przesyłanie informacji. Optymalna stabilizacja uzyskiwana jest dzięki prawidłowej strukturze oraz synergistycznemu działaniu i współpracy wszystkich trzech podsystemów, natomiast dysfunkcja w obrębie któregokolwiek z nich zaburza równowagę całego precyzyjnego mechanizmu.

Jeszcze bardziej holistyczne rozwinięcie powyższego modelu zaproponowali Hoffmann i Gabel [2013]. Autorzy zasugerowali, że złożoność funkcji ruchowych nie pozwala na osobne koncentrowanie się na zagadnieniu stabilności, zapominając o mobilności. Myśląc o harmonijnym, prawidłowym ruchu, nasz aparat ruchowy musi jednocześnie zapewniać obie te komponenty. Właściwa mobilność również będzie zależna od aktywnych i pasywnych właściwości tkanek oraz synchronizującego ich działanie układu nerwowego, dlatego też w swoim modelu teoretycznym Hoffman i Gabel [2013] rozszerzyli koncepcje trzech podsystemów odpowiedzialnych za prawidłową stabilizację o kolejne trzy stojące na równi podsystemy – aktywny, pasywny oraz podsystem kontroli nerwowej, które tym razem warunkują prawidłową mobilność stawów. Dopiero prawidłowe, stale zachodzące pomiędzy wszystkimi sześcioma elementami interakcje prowadzą do prawidłowej funkcji ruchowej, a zaburzenia w którymkolwiek z nich skutkują kompensacjami w pozostałych.

1.2. Stabilizacja dynamiczna stawu kolanowego

Dotychczas przytoczone założenia mają swoje przełożenie również na staw kolanowy. Kolano odgrywa bardzo ważną rolę w lokomocji człowieka. Pełni zarówno funkcję podporową, umożliwiającą utrzymanie pionowej postawy ciała, jak i funkcję ruchową [Górecki 2002]. Fakt, że jest usytuowane pomiędzy dwiema najdłuższymi kośćmi w ludzkim ciele oraz otoczone najsilniejszymi grupami mięśniowymi powoduje, że staw ten poddawany jest bardzo dużym

obciążeniom, które największe wartości osiągają w czasie takich aktywności jak bieganie, skakanie, czy zmiany kierunku ruchu [Williams G. et al. 2001]. Tak duże siły, które oddziałują na kolano, powodują, że często ulega ono różnorakim kontuzjom. Szacuje się, że co trzeci uraz dotyczy tegoż stawu. W większości przypadków pacjentami są osoby młode, aktywne fizycznie, często profesjonalnie zajmujące się sportem – również na najwyższym światowym poziomie [Majewski, Habelt i Steinbrück 2006; Gage i wsp. 2012; Maniar et al. 2022]. Do niedawna uraz kolana często wiązał się z dłuższą przerwą od aktywności sportowej, nierzadko oznaczając również zakończenie kariery zawodniczej. Sytuacja ta poskutkowała wzrostem ilości prowadzonych badań mających na celu dokładne poznanie anatomii, biomechaniki i pourazowej patologii tegoż stawu, co doprowadziło do rozwoju zarówno sposobów radzenia sobie ze skutkami urazów (na polu ortopedycznym, jak i fizjoterapeutycznym), ale również prewencji [Górecki 2002].

Złożona budowa anatomiczna oraz biomechanika kolana podczas różnego rodzaju ruchów kończyny wskazuje na jego dobre przystosowanie do pełnionych funkcji. Zdolność do utrzymywania stawu kolanowego stabilnym przeciwko gwałtownie zmieniającym się obciążeniom, którym poddawane jest w trakcie aktywności fizycznej, określa się mianem stabilizacji dynamicznej [Williams G. et al. 2001; Markström et al. 2019]. Struktury zapewniające stabilność kolana można podzielić na dwie grupy: stabilizatory bierne, do których zalicza się torebkę stawową, więzadła – ze znaczną rolą więzadeł krzyżowych i pobocznych, łąkotki, ukształtowanie powierzchni stawowych, a także pasywne właściwości mięśni oraz stabilizatory czynne, czyli mięśnie otaczające staw [Górecki 2002]. Do prawidłowej funkcji stawu niezbędna jest interakcja czynnościowa wspomnianych elementów, w której znaczną rolę odgrywają liczne mechanoreceptory znajdujące się w strukturach stawowych oraz okołostawowych, odbierające informacje o tym, co dzieje się ze stawem. Informacje te

następnie przekazywane są do wyższych pięter układu nerwowego, które warunkują prawidłową, skoordynowaną pracę całego kolana [Williams G. et al. 2001; Górecki 2002].

1.3. Skoki jednonóż, jako bateria testów do oceny stabilności dynamicznej stawu kolanowego.

Pomiary takich parametrów jak zakresy ruchu, obwody uda, siła mięśniowa, czy też badanie pasywnej sztywności stawu są powszechnie stosowanymi elementami oceny klinicznej stawu kolanowego, wykorzystywanej w dziedzinach szeroko rozumianej rehabilitacji i sportu. Mogą one stanowić narzędzie do określenia skuteczności stosowanych metod treningowych, efektywności zastosowanego leczenia, czy też postępowania rehabilitacyjnego po kontuzji [Munro i Herrington 2011]. Zauważono jednak, że obiektywnej oceny funkcjonalnej stawu kolanowego można dokonać jedynie stwarzając warunki i obciążenia, jakie występują podczas aktywności sportowej [Barber et al. 1990; Reid et al. 2007; Williams M., Squillante i Dawes 2017]. Poskutkowało to opracowaniem licznych testów funkcjonalnych, polegających na wykonywaniu zadań ruchowych, imitujących warunki sportowe. Do tego grona zalicza się między innymi skoki jednonóż (ang. single leg hop tests) [Munro i Herrington 2011; Hegedus et al. 2015; Davies, Myer i Read 2020].

Testy oparte na skokach na jednej nodze są powszechnie wykorzystywane, jako narzędzie pozwalające poddać próbie zdolności stabilizacyjne stawu kolanowego [Fitzgerald et al. 2001; Davies, Myer i Read 2020]. W literaturze odnaleźć można różnorodne procedury wykonywania owych testów, uwzgledniające skoki w dal, na czas, czy też skok wzwyż [Fitzgerald et al. 2001; Hegedus et al. 2015]. Standardowo stosowana w dzisiejszych czasach bateria testów została oryginalnie przedstawiona przez Noyes, Barber i Mangine [1991], a w jej skład wchodzą: pojedynczy skok w dal (ang. single hop for distance); potrójny skok w dal (ang. triple hop for distance); potrójny skok w dal „na krzyż" (cross-over hop for distance), które wymagają utrzymania i ustabilizowania pozycji po wylądowaniu oraz skoki na czas na dystansie 6m (ang.

6-m timed hop). Bateria ta obejmuje różne dynamiczne aspekty zadań ruchowych tj. odbicia, zmiany kierunku, przyspieszanie, wyhamowywanie - stanowiące warunki, w których niezbędne są dobrze rozwinięte mechanizmy stabilizacyjne stawu kolanowego, podobnie jak ma to miejsce podczas aktywności sportowych [Fitzgerald et al. 2001, Reid et al. 2007]. Szczególnie wymagające wydają się konkurencje skoków w dal, gdzie miarą testu jest osiągnięty dystans. Konieczność utrzymania pozycji po wylądowaniu wymaga bardzo dobrej kontroli motorycznej, która po wygenerowaniu dużej mocy odbicia przekładającej się na uzyskany dystans skoków, zapewnia możliwość wylądowania i utrzymania pozycji jednonóż, stanowiącej objaw stabilizacji dynamicznej badanego [Williams M. Squillante i Dawes 2017; Davies, Myer i Read 2020].

Jako, że liczne badania wykazały zdolność testów skoków jednonóż do wykrycia różnic pomiędzy kończynami u osób po urazie, stąd ich najczęstsze zastosowanie ma miejsce w przypadku oceny funkcjonalnej pacjentów wracających do formy po kontuzjach związanych z uszkodzeniem i rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego (ACL) [Fitzgerald et al. 2001; Munro i Herrington 2011; Davies, Myer i Read 2020]. Testy te z powodzeniem używane są także do oceny osób zdrowych, pozwalając określić między innymi asymetrię kończyn dolnych, która jeśli jest zbyt duża może wskazywać na deficyty funkcjonalne [Munro i Herrington 2011]. Za normatywne uznaje się różnice w wynikach nie większe niż 10% (dotyczy to wszystkich przytoczonych 4 konkurencji skokowych), dlatego też w przypadku oceny zawodników z uszkodzeniami ACL, jednym z kryteriów powrotu do sportu jest uzyskanie wyniku na poziomie 90% w odniesieniu do kończyny nieoperowanej [Munro i Herrington 2011; Davies, Myer i Read 2020]. Liczne publikacje [Bolgla i Keskula 1997; Ross, Langford i Whelan 2002; Reid et al. 2007; Munro i Herrington 2011; Davies, Myer i Read 2020] potwierdziły wysoką rzetelność poszczególnych skoków, jako narzędzi wykorzystywanych do oceny zdolności funkcjonalnych kończyny dolnej, zarówno

w odniesieniu do osób zdrowych, jak i pourazowych. Kolejną zaletą protokołu jest prosta procedura wykonania oraz fakt, że jej przeprowadzenie nie wymaga wykorzystania specjalistycznych narzędzi [Fitzgerald et al. 2001; Munro i Herrington 2011; Davies, Myer i Read 2020].

Jednym z aspektów mogącym pomóc klinicystom w identyfikacji potencjalnych deficytów ruchowych jest zrozumienie czynników, które przekładają się na lepsze wyniki uzyskiwane podczas skoków jednonóż. Mogłoby się wydawać, że rezultaty uzyskiwane podczas „hop-testów" stanowić będą dokładne odzwierciedlenie siły mięśniowej kończyn dolnych, jednak badania nie są w tej kwestii jednoznaczne. Pomimo zaobserwowania zależności pomiędzy wynikami skoków, a siłą mięśnia czworogłowego uda oraz mięśni kulszowo-goleniowych, korelacje te zazwyczaj były niskie lub umiarkowane [Fitzgerald et al. 2001; Davies, Myer i Read 2020], co może sugerować, że oprócz siły istnieją inne czynniki mające wpływ na wyniki prób skokowych. Liczne publikacje [Fitzgerald et al. 2001; Wren et al. 2018; Davies, Myer i Read 2020] zwracają uwagę, że poza parametrami ilościowymi duże znaczenie może mieć jakość wzorców ruchowych prezentowanych podczas wykonywania skoków jednonóż, stąd wartościowa może okazać się ich ocena pod kątem kontroli nerwowo-mięśniowej, celem wykrycia efektywnych oraz nieefektywnych strategii stabilizacyjnych. Wren et al. [2018] zaobserwowali, że wśród badanych, którzy przeszli rekonstrukcję ACL, osoby cechujące się większą symetrią wyników prób skokowych nogi operowanej względem nieoperowanej, podczas testów podświadomie odciążały staw kolanowy w porównaniu do grupy kontrolnej, kierując większe siły na staw biodrowy. Osoby asymetryczne natomiast znacznie bardziej obciążały staw skokowy. Pomimo występowania kompensacji, nie zaobserwowano różnic we wskaźnikach asymetrii między grupą operowaną, a kontrolną, co może sugerować, że spełnienie kryteriów symetryczności nie zawsze będzie się wiązało z efektywną strategią stabilizacyjną. Podobne mechanizmy kompensacyjne wykazali Welling

et al. [2018]. Z kolei Gauffin i Tropp [1992] badając osoby z zerwanym ACL, jednak nie skarżące się na deficyty funkcjonalne, również nie zauważyli różnic w odległościach skoków pomiędzy obiema kończynami. Wykazali natomiast, że podczas kontaktu z podłożem kończyny urazowe wykazywały większe zakresy zgięcia w stawie biodrowym oraz kolanowym, z jednoczesną zmniejszoną aktywnością mięśnia czworogłowego uda, co w tłumaczeniu autorów stanowiło kompensację pozwalającą mięśniom kulszowo-goleniowym efektywniej kontrolować przednią translację podudzia w trakcie lądowania.

Powyższe przykłady pozwalają sądzić, że mechanizmy związane z kontrolą nerwowo-mięśniową odgrywają dużą rolę w procesie dynamicznej stabilizacji stawu kolanowego podczas skoków jednonóż. Niniejsza praca zakłada między innymi, że parametrem, którego monitorowanie mogłoby ułatwić wykrycie efektywnych strategii stabilizacyjnych w kontekście testów skokowych, jest sztywność. Kolejnym aspektem wziętym pod uwagę jest sugestia Munro i Herrnington [2014], którzy zauważyli, że większość badań analizuje skoki jednonóż w odniesieniu do osób po urazie ACL, nie uwzględniając poziomu aktywności fizycznej, który także może mieć przełożenie na wyciągane wnioski. Literatura potwierdza występowanie różnic w mechanizmach stabilizacyjnych stawu kolanowego pomiędzy grupą sportowców, a grupą osób mniej aktywnych [Markström et al. 2019].

1.4. Rola sztywności w funkcji ruchowej

Sztywność mechaniczna, w ujęciu fizycznym, definiowana jest jako stosunek przyrostu siły do przyrostu długości ($k=\Delta F/\Delta L$, gdzie k to sztywność, F jest wartością działającej siły, natomiast L jest miarą odkształcenia/wydłużenia będącego wynikiem jej działania). W odniesieniu do naszego organizmu oznacza to opór stawiany przez tkanki przeciwko rozciąganiu [Brughelli i Cronin 2008; Kuszewski i in. 2009; Kuszewski 2012; Wang et al. 2017; Blazevich 2019]. Mięsień, jako tanka kurczliwa, ma możliwość aktywnego zwiększenia swojej sztywności poprzez skurcz. Mówimy wówczas o sztywności czynnej. Aktywne napięcie

mięśni, płynnie regulowane przez układ nerwowy na drodze mechanizmów sprzężenia zwrotnego i wyprzedzającego, zwiększa spójność powierzchni stawowych, zapewniając tym samym stabilizację stawu [Kuszewski i in. 2009; Kuszewski 2012; Wang et al. 2017]. Dzięki modulowaniu sztywności czynnej możliwe jest również wykonywanie ruchów dowolnych [Kuszewski i in. 2009].

Zupełnie naturalną właściwością tkanki mięśniowej jest także sztywność niebędąca efektem impulsacji nerwowej - określana mianem sztywności pasywnej [Kuszewski i in. 2009; Kuszewski 2012]. Sztywność pasywna jest jedną z właściwości lepko-sprężystych mięśni [Kuszewski 2012; Blazevich 2019]. Strukturalnie wiąże się ją z otaczającą włókna mięśniowe tkanką łączną [Schleip et al. 2006]. Tkanka ta 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]. Dotychczasowe doniesienia wskazują, że sztywność pasywna nie jest wielkością stałą, specyficzną dla danego mięśnia, lecz może prezentować dość znaczne osobnicze zróżnicowanie [Kuszewski 2012].

Sztywność pasywna jest ważnym czynnikiem, mającym znaczenie w procesach stabilizacyjnych. Jako przykład można przytoczyć publikację Kuszewskiego i in. [2009], którzy opisują zwiększoną sztywność mięśni kulszowo-goleniowych w stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego. Autorzy tłumaczą to zjawisko jako efekt kompensacji w przypadku niewydolności mechanizmów neurofizjologicznych zawiadujących sztywnością czynną – w tym wypadku tzw. lokalnych stabilizatorów kręgosłupa. Analogicznie, zwiększoną sztywność pasywną zaobserwowano w obrębie mięśnia prostego uda oraz mięśni kulszowo-goleniowych u osób po rekonstrukcji ACL [Kuszewski et al. 2019]. Bogate w receptory więzadło krzyżowe przednie, oprócz funkcji mechanicznych, dostarcza też wielu informacji proprioceptywnych dotyczących stawu kolanowego, na podstawie których koordynowane są czynne procesy stabilizacyjne. Uszkodzenie tej struktury zaburza owe mechanizmy, stąd

organizm dążąc do zapewnienia stabilizacji, kompensacyjnie zwiększa sztywność pasywną otaczających mięśni [Kuszewski i in. 2009; Kuszewski et al. 2019].

Jeszcze do niedawna sztywnością zajmowano się głównie w kontekście jej zmniejszenia. Liczne publikacje wiązały tę właściwość z częstotliwością występowania urazów bezkontaktowych u sportowców [Butler, Crowell i Davis 2003; Pruyn, Watsford i Murphy 2015; Pickering Rodriguez et al. 2017]. Wykazano także, że zbyt duża sztywność zwiększa ryzyko kontuzji mięśniowych [Watsford et al. 2010]. Sztywniejsza tkanka mięśniowa, mniej podatna na rozciąganie, ma również mniejszą zdolność do absorbowania działających sił zewnętrznych [Roberts i Konow 2013]. Powyższe przykłady sugerują, że zawodnicy przejawiający większą sztywność są bardziej narażeni na naciągnięcia i naderwania w obrębie mięśni i ścięgien. Co więcej, zmniejszona zdolność amortyzacyjna sztywnych tkanek miękkich, może powodować, że większe obciążenia będą przenoszone na tkankę kostną, co będzie wiązało się ze zwiększonym ryzykiem urazów przeciążeniowych dotyczących struktur kostnych, jak np. złamania zmęczeniowe [Grimston et al. 1991; Williams D. et al. 2004]. Dla kontrastu, zbyt niski poziom sztywność również nie jest korzystny, gdyż może prowadzić do nadruchomości stawów, a w konsekwencji urazów więzadłowych [Williams G. et al. 2001; Granata, Padua i Wilson 2002; Williams D. et al. 2004]. W związku z powyższym, kluczowym wydaje się odnalezienie balansu w poziomie sztywności.

Sztywność jest również ważną właściwością mechaniczną jednostki mięśniowo-ścięgnistej w kontekście przechowywania i uwalniania energii sprężystej w trakcie cyklu „rozciągnięcie-skurcz” (ang. stretch-shortening cycle) [Pruyn, Watsford i Murphy 2014, 2015; Kalkhoven i Watsford 2018; Colomar, Baiget i Corbi 2020]. Podczas ekscentrycznej fazy cyklu, czyli wstępnego rozciągnięciu mięśnia na skutek działania sił zewnętrznych, dochodzi do magazynowania energii sprężystej, która uwalniana jest w koncentrycznej fazie ruchu, zainicjowanej przez odruch na rozciąganie [Kuitunen et al. 2007; Pruyn, Watsford i Murphy

2014]. Sugeruje się, że w przypadku aktywności charakteryzujących się w znacznej mierze szybkim cyklem „rozciągnięcie-skurcz" (ang. fast stretch-shortening cycle - FSSC), wymagających dużej dynamiki ruchów, czy też szybkich zmian kierunku, zwiększona sztywność pasywna może wpływać korzystnie na osiągane rezultaty, gdyż pozwala na szybsze uwolnienie energii sprężystej przy minimalnym rozciągnięciu wstępnym [Brughelli i Cronin 2008; Pruyn, Watsford i Murphy 2014, 2015; Kalkhoven i Watsford 2018; Colomar, Baiget i Corbi 2020]. Chociaż związek między większą sztywnością pasywną, a lepszymi wynikami parametrów jak szybkość [Bret et al. 2002; Seyfarth et al. 2002], przyspieszenie [Hobara et al. 2010], czy też zadania funkcjonalne charakteryzujące aktywności FSSC [Pruyn, Watsford i Murphy 2014; Kalkhoven i Watsford 2018] jest stosunkowo klarowny i dobrze udokumentowany, wątpliwości budzi rola sztywności w aktywnościach o przewadze wolnego cyklu „rozciągnięcie-skurcz (ang. slow stretch-shortening cycle - SSSC) np. podczas zadań siłowych, czy też niektórych skoków, jak skok w dal z przysiadu [Kalkhoven i Watsford 2018]. Sugeruje się, że przy tego typu aktywnościach, tkanki o większej podatności na rozciąganie, innymi słowy mniej sztywne, będą w stanie zakumulować, a następnie ponownie wykorzystać większą ilość energii sprężystej, co przełoży się na lepsze wyniki sportowe [Cavagna 1970; Wilson, Elliott i Wood 1992; Laffaye, Bardy i Durey 2005]. Niektóre badania wykazały jednak, że w przeciwieństwie do założeń, większy poziom sztywności był korzystny dla wyników aktywności opartych na SSSC [Wu et al. 2010; Kalkhoven i Watsford 2018]. Pozwala to domniemywać, że sztywność oprócz warunkowania zdolności do akumulowania i uwalniania energii sprężystej, może również wpływać na generowanie siły mięśniowej, jednak poznanie odpowiadających za to mechanizmów wymaga dalszych badań [Kalkhoven i Watsford 2018].

Biorąc pod uwagę powyższe doniesienia, tym ciekawsza wydaje się perspektywa oceny sztywności w kontekście przytoczonej baterii skoków jednonóż [Noyes, Barber i Mangine 1991], która jest mieszanką aktywności o szybkim oraz wolnym cyklu „rozciągnięcie-skurcz",

a w dodatku jednocześnie poddaje próbie mechanizmy stabilizacyjne stawu kolanowego, wymagając ustabilizowania pozycji po wylądowaniu (w konkurencjach skoków w dal).

1.5. Powięź, a funkcja ruchowa i stabilizacyjna

Przez wiele lat toczyły się spory odnośnie tego, jakie elementy faktycznie powinny nosić miano powięzi. Wielu specjalistów w różny sposób podchodziło do tej struktury, nadając jej różne nazwy i przypisując różną funkcję. Uściślenie tej kwestii okazało się niemałym wyzwaniem z racji złożoności problemu, dlatego też zgodnie z aktualnymi rekomendacjami Stowarzyszenia Badań nad Powięzią (Fascia Research Society) przyjmuje się dwie definicje. Pierwsza odzwierciedla czysto histologiczny lub morfologiczny, tkankowo-strukturalny punktu widzenia i wedle niej *„powięź jest powłoką, arkuszem bądź dowolną liczbą dających się oddzielić skupisk tkanki łącznej, formujących się pod skórą i mających na celu umocowanie, osłonięcie i oddzielenie mięśni oraz innych narządów wewnętrznych”* [Stecco C. i Schleip 2016]. Zgodnie z drugą definicją, która prezentuje aspekt funkcjonalny i dotyczy systemu powięziowego - *„powięź to trójwymiarowa, nieprzerwana sieć łącznotkankowa przenikająca ciało, w skład której wchodzą struktury budowane przez tkankę łączną zbitą i luźną. Zalicza się do niej takie elementy jak: tkanka tłuszczowa, przydanki i pochewki nerwowo-naczyniowe, rozcięgna, powięź głęboką i powierzchowną, onerwie, torebki stawowe, więzadła, błony, łąkotki, wypustki mięśniowo-powięziowe, okostną, więzadła skórne, przegrody mięśniowe, ścięgna, powięź wewnętrzną (narządową) i wszelaką tkankę łączną wokół i wewnątrz mięśni, wliczając w to namięsną, omięsną i śródmięsną. System powięziowy otacza, wplata się i przenika wszystkie narządy, mięśnie, kości i włókna nerwowe, wyposażając ciało w funkcjonalną strukturę, umożliwiając tym samym funkcjonowanie wszystkim systemom ciała w zintegrowany sposób”* [Stecco C. et al. 2018].

Jednym z konceptów terapeutycznych, który swoje podstawy teoretyczne opiera na najnowszych badaniach nad tkanką łączną, jest Manipulacja Powięzi (Fascial Manipulation) -

metoda opracowana przez włoską rodzinę Stecco. Twórcy skategoryzowali powięź, uwzględniając miejsce jej występowania, na warstwy: powierzchowną, głęboką, namięsną oraz powięzie wewnętrzne. W obrębie tułowia termin powięź głęboka i namięsna mogą być używane zamiennie, zaś powięź głęboką występującą w obrębie kończyn, dzieli się na powięź rozcięgnową i powięź namięsną. Z perspektywy niniejszej dysertacji kluczowe mogą okazać się aspekty związane z powięzią głęboką, która stanowi pewnego rodzaju opakowanie dla mięśni, nadając im kształt i wielkość; ponadto łączy się ona z omięsną i śródmięsną tworząc niejako szkielet kolagenowy dla mięśni. Powięź głęboka zapewnia tym samym ciągłość pomiędzy różnymi składowymi układu ruchu [Stecco A. et al. 2013, 2016; Ciechomski 2014; Stecco C. 2015].

W celu precyzyjnej analizy systemu powięziowego Luigi Stecco wyszczególnił 6 taśm mięśniowo-powięziowych odpowiedzialnych za ruchy kończyn oraz tułowia w kierunku przednim – AN, tylnym – RE, bocznym – LA, dośrodkowym – ME, rotacji wewnętrznej – IR oraz rotacji zewnętrznej – ER. Ciało z kolei podzielił na 14 segmentów: głowę (CP), szyję (CL), klatkę piersiową (TH), lędźwie (LU), miednicę (PV), łopatkę (SC), ramię (HU), łokieć (CU), nadgarstek (CA), dłoń (DI), biodro (CX), kolano (GE), podudzie (TA), stopę (PE); w obrębie każdego z nich wyróżnia się sześć jednostek mięśniowo-powięziowych, składających się z grupy jednostek motorycznych, poruszających segmentem ciała w określonym kierunku oraz powięzi głębokiej, która łączy te siły bądź wektory. W powięzi głębokiej każdej jednostki mięśniowo-powięziowej istnieje mały obszar nazywany centrum koordynacji (CC). Każde CC jest definiowane jako punkt kumulujący siły wektorowe jednostawowych i dwustawowych mięśni jednostki mięśniowo-powięziowej, działające na segment ciała podczas precyzyjnych ruchów, znajdujący się w powięzi głębokiej, nad brzuścem mięśniowym. Z obserwacji klinicznych i badań różnych punktów Stecco wywnioskował, że bardzo często występuje w nich zaburzenie ślizgu powięzi głębokiej, na skutek zmiany struktury powięzi (powstanie

w jej obrębie tzw. densyfikacji). Model FM bierze również pod uwagę interakcje między agonistycznymi i antagonistycznymi jednostkami mięśniowo-powięziowymi. Korelacje te są niezmiernie ważne w przekazywaniu transmisji sił mięśniowo-powięziowych, koordynacji ruchu, a także zdolności do utrzymania ciała w pionie względem płaszczyzn przestrzennych; mają także ogromne znaczenie funkcjonalne i terapeutyczne [Ciechomski 2014; Stecco A. et al. 2016; Stecco L. i Stecco A. 2019].

Powięź jest bardzo ważnym elementem funkcjonowania układu ruchu człowieka, m.in. z uwagi na jej wszechobecność, ciągłość i bogate unerwienie [Stecco A. et al. 2016]. Aby jednak mogła realizować zadanie percepcji i koordynowania, musi być utrzymywana w pewnym napięciu spoczynkowym, które jest niezbędne do rejestrowania napięć wynikających ze zmian posturalnych. Napięcie to umożliwia powięzi także dostosowanie tonusu jednostki mięśniowo-powięziowej do jednostki proksymalnej i dystalnej. Jak już wspomniano, istnieją sytuacje, w których CC ulegają densyfikacji. Dochodzi wtedy do zagęszczenia kwasu hialuronowego oraz przywiązanych do niego cząsteczek wody, proteoglikanów i składników przemiany materii oraz dochodzi do zmiany właściwości fizykochemicznych w obrębie tej materii. Takie pogorszenie właściwości lepko-sprężystych tkanki łącznej sprawia, że poszczególne warstwy powięzi zaczynają gorzej poruszać się między sobą i stają się mniej elastyczne, co upośledza zdolność powięzi do dostosowania się do warunków środowiska zewnętrznego i wewnętrznego [Langevin et al. 2011]. Tym samym powięź staje się sztywna lub napięta, co zaburza możliwość transferu napięć, upośledza pracę receptorów zatopionych w powięzi [Van der Wal 2009], a także prowadzi do powstania mechanizmów kompensacyjnych w obrębie taśm mięśniowo-powięziowych. W metodzie Manipulacji Powięzi według Stecco oddziaływanie terapeutyczne polega na odwróceniu procesu densyfikacji z wykorzystaniem manualnego rozcierania odpowiednich punktów, co

umożliwia odzyskanie pierwotnej struktury tkanki łącznej, a tym samym wpływa na przywrócenie równowagi pomiędzy poszczególnymi łańcuchami mięśniowo-powięziowymi.

Przedstawiony koncept terapeutyczny nie jest jednak tematem niniejszej pracy. Mając natomiast na uwadze zagadnienia poruszane w dysertacji, w odniesieniu do systemu organizacji powięzi zaproponowanego przez Stecco, znacząca może okazać się analiza właściwości lepko-sprężystych tkanek w obrębie CC oraz ich korelacji z funkcją ruchową i stabilizacyjną.

1.6. Metody pomiaru sztywności

Jak już wcześniej wspomniano, sztywność jest ważną właściwością mechaniczną w kontekście mechanizmów stabilizacyjnych, prewencji urazowej, czy też parametrów motorycznych. Stąd też jej rzetelny pomiar może być kluczowym aspektem w dziedzinie zarówno fizjoterapii, jak i treningu sportowego.

Jednym z narzędzi stosowanym do pomiaru sztywności jest sposób odnoszący się bezpośrednio do definicji sztywności ($k=\Delta F/\Delta L$). W związku z tym, że w warunkach in vivo nie jest możliwe bezpośrednie wydłużenie badanego mięśnia lub grupy mięśniowej, bazuje się na pomiarze kąta, odzwierciedlającego zakres ruchomości w stawie w trakcie biernego rozciągania [Kuszewski 2012; Blazevich 2019; Kuszewski et al. 2019; He et al. 2021]. W przypadku mięśni jednostawowych pomiar ten w praktyce oznacza sztywność całego stawu, gdyż wątpliwe jest precyzyjne określenie, która z rozciąganych struktur bezpośrednio powoduje ograniczenie ruchu [Kuszewski 2012; He et al. 2021]. W odniesieniu do mięśni wielostawowych, w pierwszej kolejności stosuje się ustawienie wymuszające wstępne rozciągnięcie badanego mięśnia, bądź grupy mięśniowej, nad jednym z obsługiwanych przezeń stawów, a następnie uzyskuje się pełne możliwe rozciągnięcie testowanej struktury, poprzez ruch bierny w stawie sąsiednim [Kuszewski 2012]. W kontekście kończyny dolnej najczęściej wykorzystywanymi pozycjami są te stosowane w testach gibkości, takich jak test pasywnego wyprostu (ang. passive knee extension) oraz test pasywnego zgięcia w stawie kolanowym (ang.

passive knee bend) [Gnat et al. 2010; Kuszewski 2012; Kuszewski et al. 2019]. Oprócz pomiaru zakresu ruchomości, przeprowadza się pomiar siły użytej celem rozciągnięcia badanej tkanki, wykorzystując różnego typu dynamometry [Gnat et al. 2010; Kuszewski et al. 2019; Niewiadomy et al. 2021]. Na korzyść pomiaru sztywności tym sposobem przemawia jego duża rzetelność, powtarzalność, a także łatwość w przełożeniu na warunki kliniczne [Gnat et al. 2010; Niewiadomy et al. 2021]. Należy jednak pamiętać, że uzyskane wyniki w pewnym stopniu odnoszą się do sztywności całego kompleksu mięśniowo-stawowego, w tym ścięgien, powięzi, torebki stawowej itd. [He et al. 2021].

Metodą alternatywną, bardziej nowoczesną i stwarzającą okazję do bardziej selektywnej oceny sztywności, jest miotonometria [Pruyn, Watsford i Murphy 2014, 2016]. Nieinwazyjny pomiar odbywa się przy użyciu bezprzewodowego, elektronicznego miotonometru (aktualnie, w najnowszej wersji – MyotonPRO). Przyłożone do skóry urządzenie generuje niewielki mechaniczny impuls na tkanki podskórne, powodując ich elastyczne odkształcenie oraz naturalne oscylacje, a następnie, na podstawie tłumienia owych drgań, oblicza sztywność, ale także inne powiązane parametry, określające między innymi elastyczność i napięcie spoczynkowe. Sama procedura pomiaru nie jest zbytnio skomplikowana, a literatura potwierdza jej dużą rzetelność i powtarzalność [Mullix, Warner i Stokes 2012; Pruyn, Watsford i Murphy 2016; Chen et al. 2019].

Kolejnym narzędziem, którego wykorzystanie w aspekcie oceny sztywności mięśniowej coraz częściej opisuje się w literaturze, jest ultrasonograficzna elastografia fali poprzecznej (ang. shear wave elastography – SWE) [Drakonaki 2012; He et al. 2021; Lee Y., Kim i Lee H. 2021]. Technika SWE polega na wykorzystaniu do lokalnego ucisku tkanki akustycznej siły promieniowania, generowanej przed odpowiednie formowanie wiązki ultradźwiękowej. Promieniowanie akustyczne powoduje niewielkie odkształcenie lub przemieszczenie sondowanej tkanki, w wyniku czego powstaje fala poprzeczna, rozchodząca się z różną

prędkością, zależną od sztywności badanej struktury. W oparciu o monitorowanie prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej możliwa jest nieinwazyjna, ilościowa oraz bezpośrednia ocena sztywności badanej tkanki [Nowicki i Dobruch-Sobczak 2016; Feng et al. 2018; He et al. 2021; Lee Y., Kim i Lee H. 2021]. Badania naukowe potwierdzają dużą rzetelność SWE, a także dość duże korelacje uzyskiwanych wyników z pomiarami miotonometrycznymi [Feng et al. 2018; Lee Y., Kim i Lee H. 2021]. Przeszkodą w powszechnym używaniu tej metody może być jednak koszt niezbędnej aparatury pomiarowej oraz wiedza techniczna wymagana do przeprowadzenia procedury [Feng et al. 2018].

2. CEL PRACY ORAZ PYTANIA I HIPOTEZY BADAWCZE

2.1. Cel pracy

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. Dysfunkcje w tej materii mogą skutkować urazami kolana, które często przytrafiają się osobom młodym i aktywnym fizycznie. Obiektywnej oceny funkcjonalnej stawu kolanowego, w tym jego zdolności stabilizacyjnych, można dokonać jedynie stwarzając obciążenia występujące podczas aktywności sportowej, co umożliwiają powszechnie stosowane testy skoków jednonóż. Jedną z właściwości, która może przekładać się na lepsze wyniki uzyskiwane podczas skoków jednonóż, a której powiązania dotychczas nie badano, jest sztywność pasywna mięśni kończyn dolnych. Współczesna literatura dostarcza dowodów wskazujących, że sztywność pasywna mięśni odgrywa rolę zarówno w procesach stabilizacyjnych, jak i funkcji ruchowej. 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. Dlatego też wydaje się, że w kontekście organizacji systemu powięziowego, dla bardziej precyzyjnego określenia roli sztywności podczas „hop-testów", niezbędny może okazać się jej pomiar w tzw. powięziowych centrach koordynacji.

W związku z powyższymi doniesieniami, głównym celem pracy była ocena zależności pomiędzy sztywnością mięśni w obrębie kończyny dolnej, obliczoną na podstawie pomiarów siły i zakresów ruchomości podczas wykonywania testów dopełnienia kąta oraz mierzoną z wykorzystaniem miotonometrii, a stabilnością dynamiczną stawu kolanowego, testowaną skokami jednonóż, w grupach młodych dorosłych o zróżnicowanym poziomie aktywności fizycznej.

Dodatkowo postanowiono określić korelacje pomiędzy wynikami pomiarów sztywności przy użyciu tzw. testów dopełnienia kąta, a miotonometrią.

2.2. 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 osiąganych 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?

2.3. Hipotezy badawcze

1. Sztywność mięśni w obrębie kończyny dolnej istotnie koreluje z poziomem stabilizacji dynamicznej stawu kolanowego u młodych dorosłych o umiarkowanej aktywności fizycznej.
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.
3. Osoby o wysokim poziomie aktywności uzyskują lepsze wyniki testów funkcjonalnych oceniających stabilność dynamiczną stawu kolanowego.
4. Wyższy poziom aktywności fizycznej determinuje większą sztywność mięśniową w obrębie kończyn dolnych, w porównaniu do osób o umiarkowanej aktywności fizycznej.
5. Większa sztywność w obrębie konkretnych struktur mięśniowo-powięziowych odzwierciedla wyższy poziom stabilizacji dynamicznej stawu kolanowego. Wzorzec ten jest związany z poziomem aktywności fizycznej.
6. Wyniki pomiarów miotonometrycznych istotnie korelują z wynikami sztywności mierzonej z użyciem testów dopełnienia kąta.

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. Materiał badawczy

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:

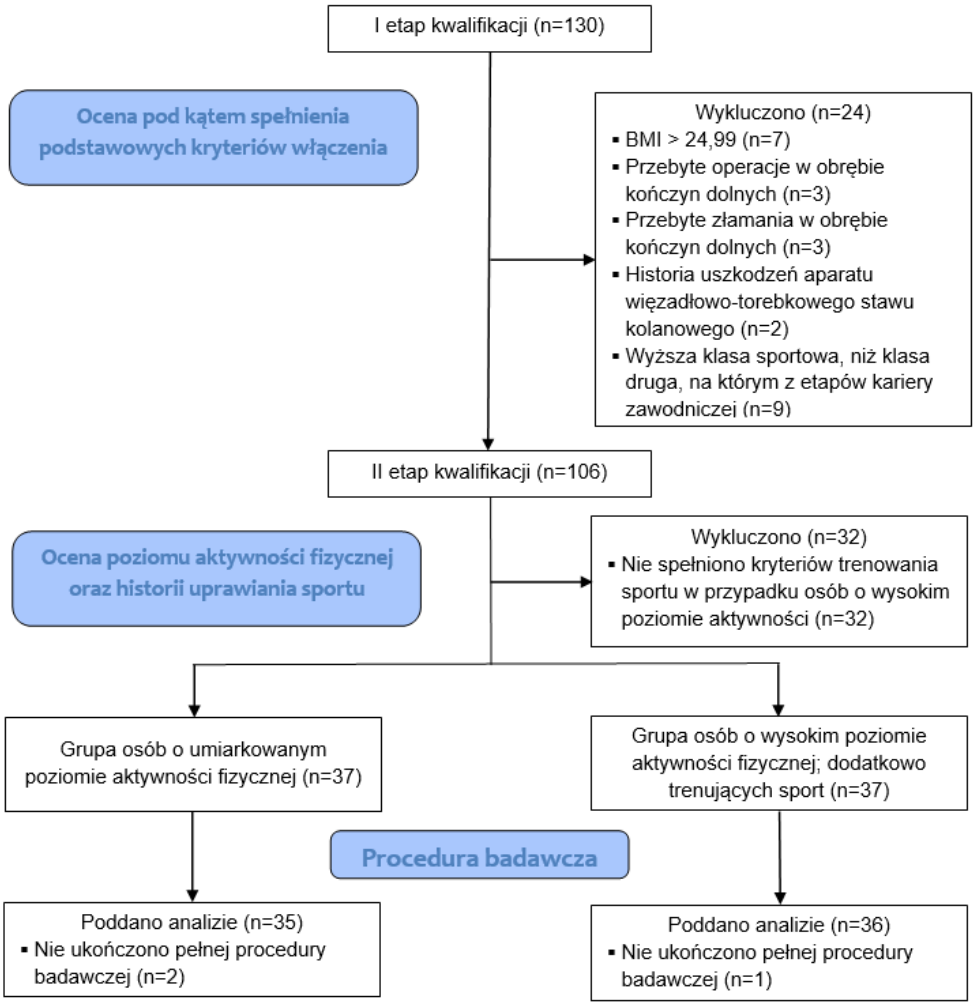
- wiek 18-30 lat, jako że największa częstotliwość urazów stawu kolanowego dotyczy właśnie tej grupy wiekowej, co pokazują badania epidemiologiczne [Majewski, Habelt i Steinbrück 2006; Maniar et al. 2022];
- optymalne BMI (w zakresie 18,5-24,99); gdyż parametr ten silnie koreluje z poziomem tkanki tłuszczowej [Jeong et al. 2023], której nadmierna ilość może zaburzyć wyniki pomiarów miotonometrycznych [Lee Y., Kim i Lee H. 2021];
- 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 badawczą (UA - zwaną dalej grupą o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej); w skład drugiej grupy badawczej (WA - zwaną dalej grupą o wysokim poziomie aktywności fizycznej) wchodzili 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 badawczej 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).



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

Charakterystykę uczestników, którzy przeszli pełną procedurę badawczą przedstawiono w tabeli 1 (Tab. 1). Grupy były jednorodne pod kątem wieku, wzrostu, 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).

Tab. I. *Charakterystyka grup badawczych: 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 WA	35 36	20,74 20,75	1,38 2,13	20 20	19 18	24 28	*0,466*^{u}
Wzrost [cm]	UA WA	35 36	171,59 173,36	7,83 8,92	173 173	156,5 157	187 193	*0,378*^{t}
Masa ciała [kg]	UA WA	35 36	66,38 68,96	9,75 10,15	65 70	47,4 45	86 87,7	*0,28*^{t}
BMI [kg/m^2]	UA WA	35 36	22,45 22,76	2,04 1,76	22,2 23	18,3 18.3	24,9 25	*0,691*^{u}

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].*

Dokonując pomiaru, sondę aparatu należy przyłożyć prostopadle do powierzchni skóry nad badaną tkanką miękką, tak by wywierała na nią niewielki nacisk wstępny (0,18N) – o prawidłowym ustawieniu urządzenia informuje dioda sondy, która powinna zapalić się na zielono. Jeżeli nacisk lub kąt ustawienia urządzenia są nieodpowiednie, światło diody zmienia barwę na czerwoną, a pomiar zostaje przerwany, aż do momentu przywrócenia wymaganych warunków. Gdy te zostaną spełnione, aparat rozpoczyna pomiar, generując właściwy impuls mechaniczny o sile 0,4N i czasie trwania 15ms. Impuls ten powoduje samoczynnie wygasające oscylacje badanej tkanki miękkiej, które następnie rejestrowane są przez akcelerometr umieszczony na drugim końcu sondy. Na podstawie zarejestrowanego sygnału zwrotnego MyotonPRO 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 [Mullix, Warner i Stokes 2012; Lee Y., Kim i Lee H. 2021; Mencel et al. 2021].

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

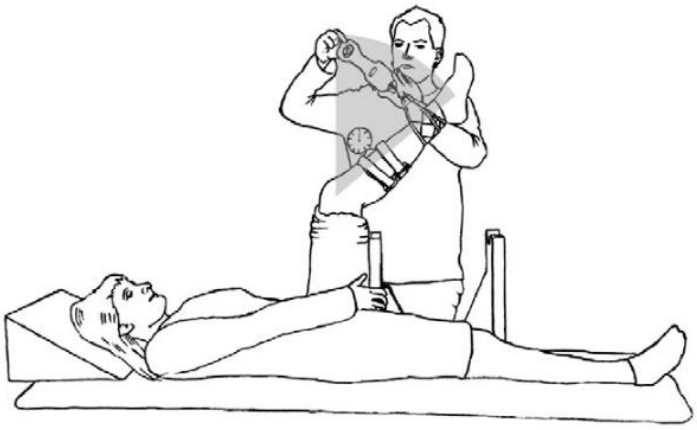
Kolejnym sposobem pomiaru sztywności mięśniowej było wykorzystanie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta. Ocenie poddano mięśnie kulszowo-goleniowe oraz mięsień prosty uda. Metodykę oparto o schematy opisane przez Gnata et al. [2010], Kuszewskiego [2012] oraz Kuszewskiego et al. [2019], podczas których 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, natomiast sztywność mięśnia prostego uda badano testem pasywnego zgięcia w stawie kolanowym. Zakres ruchu w obu testach mierzono z wykorzystaniem cyfrowego inklinometru Baseline (Fabrication Enterprises Inc., Nowy York, USA). 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). Oba urządzenia ukazano kolejno na poniższych rycinach (Ryc. 3, Ryc. 4).

Ryc. 3. *Cyfrowy inklinometr Baseline [Cheatham i Stull 2018].*

Ryc. 4. *Dynamometr elektroniczny MicroFet 2 wraz ze specjalną nakładką [Özbek, Armangil i Bilgin 2018].*

Test pasywnego wyprostu (Ryc. 5) opiera się na biernym rozciąganiu mięśni kulszowo-goleniowych ponad stawem kolanowym, podczas gdy staw biodrowy utrzymywany jest w zgięciu 90°. Badany układał się w pozycji leżenia tyłem. Kończyna dolna nietestowana stabilizowana była w wyproście stawu kolanowego. Na kończynie testowanej, w połowie długości podudzia (na jego brzusznej powierzchni), mocowano cyfrowy inklinometr za pomocą taśm, tak by nie ulegał przypadkowemu przemieszczeniu w trakcie pomiaru. Następnie, z wykorzystaniem specjalnie przygotowanego stelaża, stabilizowano badaną kończynę w pozycji zgięcia w stawie biodrowym 90°. W celu zmierzenia siły potrzebnej do rozciągnięcia badanych mięśni, badacz wykonujący test umieszczał na swojej dłoni elektroniczny dynamometr, po czym opierał podudzie badanego na wysokości kostek o specjalną nakładkę urządzenia (Ryc. 4) i utrzymywał je tak, by znajdowało się równoległe do podłoża (ze stawem kolanowy kolanowym zgiętym do 90°). Po przyjęciu owego ustawienia badacz zerował licznik dynamometru, co pozwalało na wykluczenie ciężaru własnego podudzia. Przed wykonaniem pomiaru proszono uczestnika o całkowite rozluźnienie się. Następnie badacz wykonywał powolny bierny ruch wyprostu w stawie kolanowym do momentu zgłoszenia przez badanego

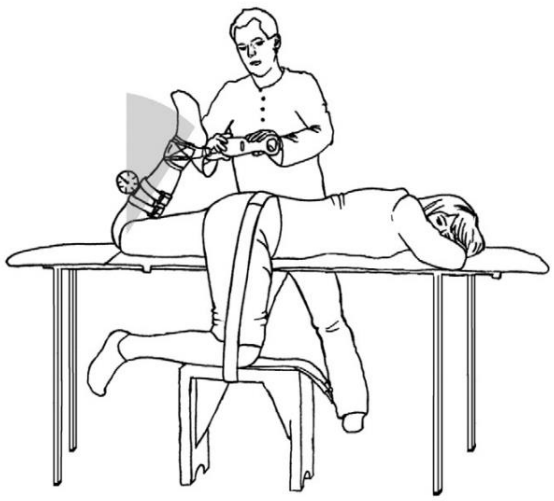
wyraźnego, lecz tolerowanego odczucia ciągnięcia pod kolanem lub na tylnej powierzchni uda, bądź do osiągnięcia pełnego wyprostu w stawie kolanowym w przypadku osób cechujących się znaczną gibkością. W pozycji końcowej dokonywano odczytu wskazań inklinometru oraz dynamometru.



Ryc. 5. *Pomiar sztywności mięśni kulszowo-goleniowych [Gnat et al. 2010]. Ilustracja ma charakter poglądowy – przedstawia odmienne modele inklinometru oraz dynamometru, niż te wykorzystane w badaniu.*

Badanie sztywności mięśnia prostego uda odbywało się na podstawie testu pasywnego zgięcia w stawie kolanowym, w pozycji leżenia przodem (Ryc. 6). Tułów badanego oraz kończyna poddawana pomiarowi znajdowała się na kozetce, z kolei kończyna nietestowana spoczywała na stelażu poza kozetką. Staw biodrowy i kolanowy kończyny nietestowanej ustawiony był w zgięciu 90º; staw kolanowy spoczywał na miękkim klinie. Stabilizację owej pozycji uzyskiwano przy pomocą pasa obejmującego dolną część miednicy, zapobiegając jej ewentualnemu przodopochylaniu. Udo kończyny testowanej spoczywało na kozetce – ustabilizowane za pomocą kolejnego pasa, co miało zapobiec ewentualnej kompensacji zgięciowej. Na podudziu z kolei mocowano cyfrowy inklinometr (analogicznie jak przy badaniu mięśni kulszowo – goleniowych), po czym ustawiano je w zgięciu 90º w stawie kolanowym. Z tej pozycji badacz, pośrednio poprzez dynamometr umieszczony na swojej dłoni, kontynuował powoli bierne zgięcie w stawie kolanowym, aż do momentu zgłoszenia

przez badanego wyraźnego, lecz tolerowanego odczucia ciągnięcia na przedniej części uda, bądź też osiągnięcia pełnego fizjologicznego zakresu ruchu (w momencie kontaktu pięty kończyny testowanej z pośladkiem). W pozycji końcowej analogicznie dokonywano odczytu wskazań inklinometru oraz dynamometru.



Ryc. 6. *Pomiar sztywności mięśnia prostego uda. [Gnat et al. 2010]. Ilustracja ma charakter poglądowy – przedstawia odmienne modele inklinometru oraz dynamometru, niż te wykorzystane w badaniu.*

Na podstawie uzyskanych wyników obliczano sztywność grupy kulszowo-goleniowej oraz mięśnia prostego uda, określaną jako stosunek użytej siły (kG) do wartości uzyskanego kąta (º) [Kuszewski i in. 2009].

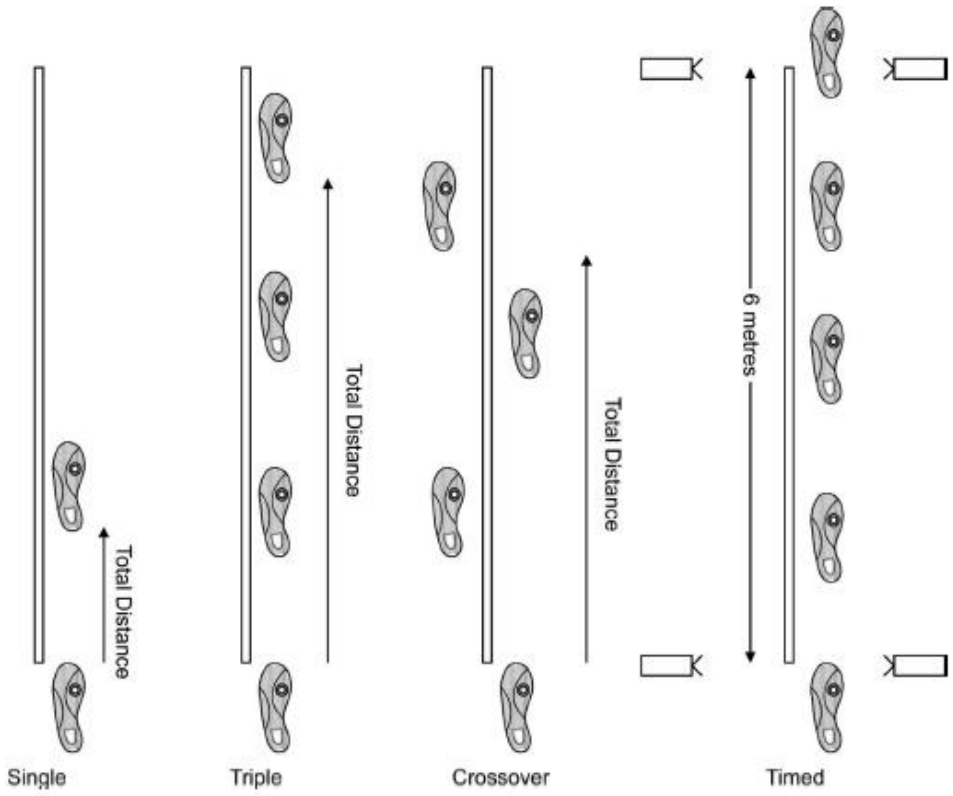
3.2.3. Bateria skoków jednonóż

Ocenę stabilności dynamicznej stawu kolanowego oparto o baterię testów przedstawioną przez Noyes, Barber i Mangine [1991]. Protokół obejmuje cztery kombinacje skoków jednonóż: 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). 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]

W celu przeprowadzenia testów, należy wyznaczyć na podłodze linię o długości 6 metrów i szerokości 15 centymetrów, odchodzącą od prostopadłej do niej linii startowej. Dla ułatwienia pomiarów przez środek linii można poprowadzić miarkę, pozwalającą na szybkie zmierzenie odległości. Przed rozpoczęciem każdej próby badany staje na testowanej kończynie, tak aby stopa znajdowała się przed linią startową. Podczas skoków w dal, dystans mierzony jest do linii pięty. Co więcej, w konkurencjach tych, 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).

Podczas pojedynczego skoku w dal zadaniem badanego jest wykonanie jak najdłuższego skoku jednonóż oraz stabilne lądowanie na tej samej kończynie dolnej. Potrójny skok w dal wymaga oddania trzech następujących bezpośrednio po sobie, jak najdłuższych skoków jednonóż wzdłuż wyznaczonej linii. Analogicznie wygląda przebieg potrójnego skoku w dal „na krzyż", z tą różnicą, że zadaniem uczestnika jest wykonanie trzech skoków w dal skacząc nie wzdłuż wyznaczonej linii, a przeskakując przez nią podczas wykonywania każdego kolejnego skoku. Natomiast w próbie skoków na czas na dystansie 6m badany ma za zadanie jak najszybciej pokonać wspomniany dystans skacząc jednonóż. Schemat obrazujący poszczególne konkurencje przedstawiony jest na poniższej rycinie (Ryc. 7).



Ryc. 7. *Poszczególne konkurencje 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]. Kwestionariusz zawiera 7 pytań dotyczących wszystkich rodzajów aktywności fizycznej związanej z życiem codziennym, pracą i wypoczynkiem.

Poziom aktywności fizycznej określa się jako umiarkowany, jeżeli badany spełnia jedno z trzech następujących kryteriów: 3 lub więcej dni intensywnych wysiłków fizycznych, nie mniej niż 20 minut dziennie; 5 lub więcej dni umiarkowanych wysiłków lub chodzenia nie mniej niż 30 minut dziennie; 5 lub więcej dni którejkolwiek kombinacji aktywności fizycznej (chodzenia, umiarkowanych lub intensywnych wysiłków) przekraczającej 600 MET-min/tydzień. Natomiast określenie poziomu aktywności jako wysokiego umożliwia spełnienie

jednego z następujących dwóch kryteriów: 3 lub więcej dni intensywnych wysiłków fizycznych, łącznie co najmniej 1500 MET-min/tydzień; 7 lub więcej dni którejkolwiek kombinacji wysiłków (chodzenia, umiarkowanych lub intensywnych wysiłków) przekraczającej 3000 MET-min/ tydzień [Biernat, Stupnicki i Gajewski 2007].

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

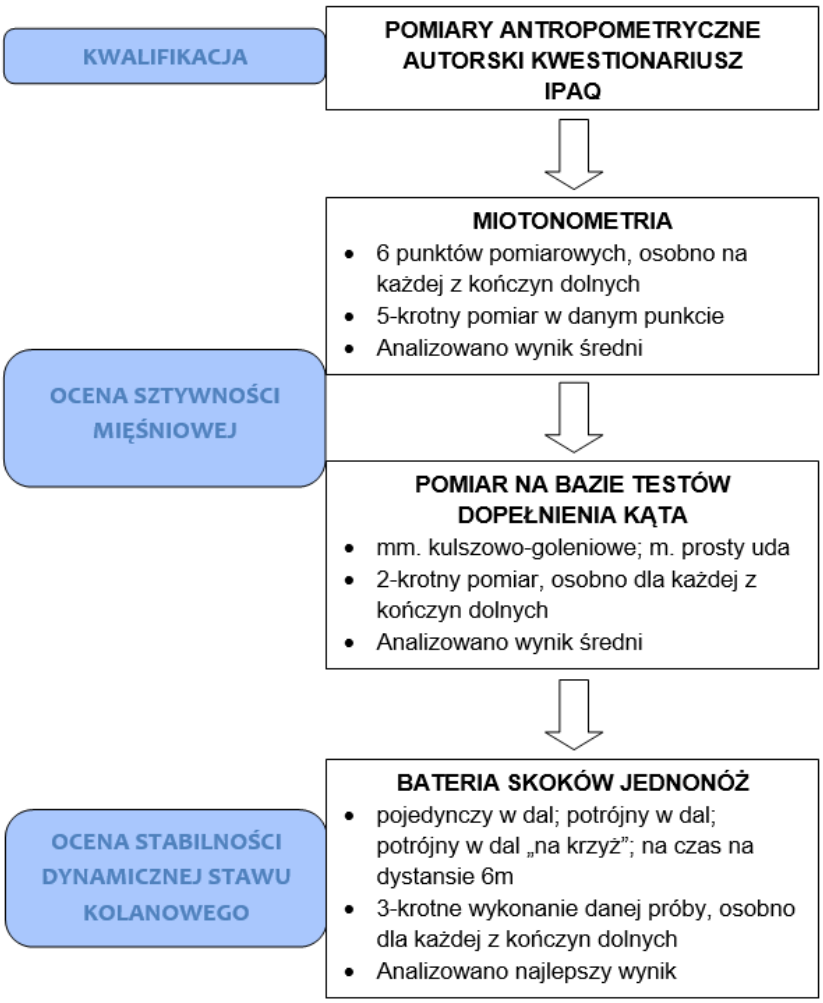
Oba kwestionariusze stanowią załącznik do niniejszej pracy (kolejno załącznik nr 1 i 2).

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 badawczych. Zakwalifikowane osoby następnie umawiane były na termin przeprowadzenia pozostałych pomiarów. Wszystkie testy wykonywane były jednego dnia. Przed przystąpieniem do badania uczestnicy poproszeni

zostali o przygotowanie wygodnego, niekrępującego ruchów stroju (w tym krótkich spodenek) oraz obuwia sportowego; niewykonywanie forsownych ćwiczeń na dobę przed datą przeprowadzania pomiarów oraz niespożywanie posiłków na godzinę przed badaniem. 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. Uzyskane wyniki zapisywane były w pamięci wewnętrznej aparatów pomiarowych (jeśli urządzenie na to pozwalało) lub na specjalnie przygotowanych kartach – osobno dla każdego testu, tak by badacze nie znali wyników danego uczestnika z poprzedzających pomiarów.



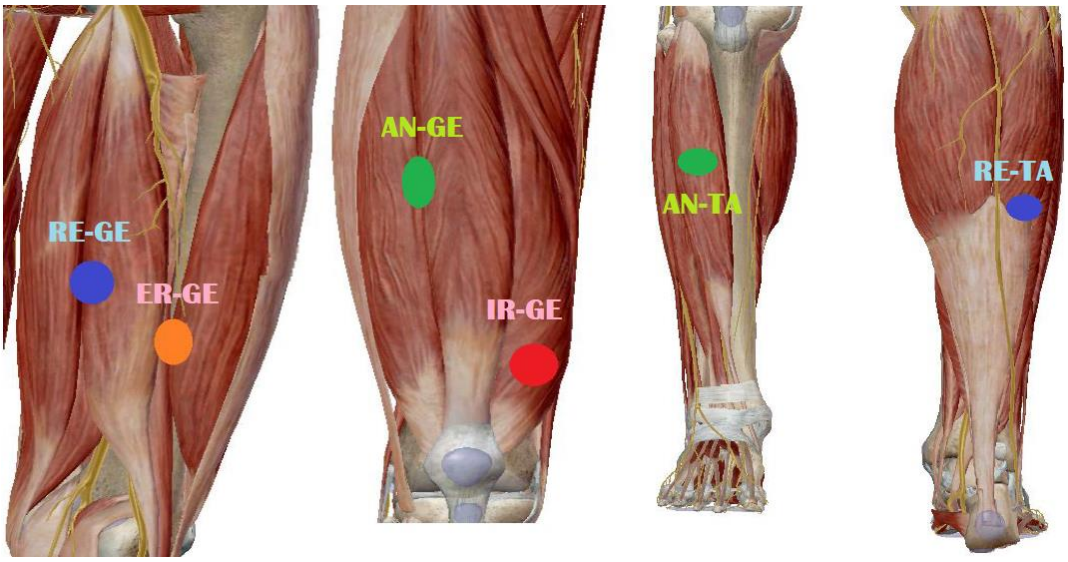
Ryc. 8. *Schemat przedstawiający pełną procedurę badawczą.*

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. 9. *Lokalizacja punktów, w których dokonywano pomiarów myotonometrycznych.*

Odpowiedzialny za badanie badacz rozpoczynał od palpacji oraz zaznaczenia markerem na obu kończynach odpowiednich punktów, w których następnie kolejno wykonywane były pomiary. Uczestnik do pomiarów w punktach AN-GE, AN-TA oraz IR-GE układał się w leżeniu tyłem, a w punktach RE-GE, RE-TA oraz ER-GE w leżeniu przodem. Podczas całego badania badany proszony był o zachowanie możliwie maksymalnego rozluźnienia, bez napinania mięśni. Do aparatu MyotonPRO wgrano uprzednio wcześniej przygotowany protokół, pozwalający na bezpośrednie zapisywanie uzyskanych wyników w pamięci urządzenia (szablon ten warunkował wykonanie pomiaru w danym punkcie na prawej kończynie, następnie reaktywność tkanek w odpowiadającym punkcie mierzono po stronie lewej, po czym przechodzono do kolejnego punktu, ponownie zaczynając od kończyny prawej). Dodatkowo, w celu zwiększenia rzetelności, urządzenie 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. Kończynę, od której zaczynano testowanie, wybierano losowo przy pomocy rzutu kostką – liczba parzysta oznaczała rozpoczęcie od kończyny prawej, liczba nieparzysta od kończyny lewej.

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. Kończynę, od której rozpoczynano testy losowano w analogiczny sposób jak przy pomiarach sztywności. Badacz odpowiedzialny za przeprowadzenie konkurencji skokowych, po każdej próbie w dal oceniał prawidłowość wykonania (wylądowanie skoku z utrzymaniem pozycji) oraz odmierzał uzyskany przez uczestnika dystans i zapisywał wynik na karcie. W przypadku ostatniej z konkurencji, czas odmierzano stoperem. Uczestnik ustawiał się przed linią startową – skoki oraz pomiar czasu rozpoczynały się na komendę „gotów…do startu…start" wypowiadaną przez badacza. Stoper zatrzymywany był w momencie przekroczenia czubkiem buta testowanej kończyny linii wyznaczającej 6m.

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 korelują z wynikami testów skokowych, a także wielkość owych powiązań, różnią się w zależności od poziomu aktywności fizycznej badanych.

Analizując wyniki należy wziąć pod uwagę, że w przypadku baterii skoków jednonóż, trzy z czterech konkurencji polegały na skokach w dal, co oznacza, że im większa uzyskana odległość, a tym samym wartość liczbowa, tym lepszy wynik; natomiast jedna z konkurencji (T6H) była zadaniem na czas, gdzie o lepszym wykonaniu próby świadczyło przebycie dystansu w krótszym czasie (czyli uzyskanie mniejszej wartości liczbowej). Sytuacja ta ma swoje przełożenie na interpretację współczynników korelacji, gdyż w przypadku konkurencji skoków na czas, korelacja ujemna oznacza, że wraz ze wzrostem wartości ocenianego parametru, maleje wartość liczbowa rezultatu uzyskanego w skokach, co w przeciwieństwie do pozostałych prób skokowych świadczy o lepszym wyniku. Analogicznie interpretować należy korelacje związane z miotonometrią w odniesieniu do czasu relaksacji (w konsekwencji także do współczynnika Creep). W tym przypadku tkanki cechujące się większą sprężystością, będą charakteryzowały się krótszym czasem relaksacji.

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 puntach 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 osiągają niższe wartości w przypadku większości parametrów. W punkcie ER-GE z kolei, umiarkowane korelacje wykazano tylko w odniesieniu do potrójnego skoku w dal. Pozostałe parametry wykazały małe korelacje lub brak istotnie statystycznych zależności.

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

		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=70)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=72)			
MIOTONO-METRIA		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 ≤ 0,05; † p ≤ 0,01; ‡ p ≤ 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.*

		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)				Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)			
MIOTONO-METRIA		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 ≤ 0,05; † p ≤ 0,01; ‡ p ≤ 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 miotonometrycznych, 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)			
MIOTONO-METRIA		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 ≤ 0,05; † p ≤ 0,01; ‡ p ≤ 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.*

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

** p ≤ 0,05; † p ≤ 0,01; ‡ p ≤ 0,001*

Dodatkowo, dla zwiększenia przejrzystości tabeli, moc korelacji oznaczono kolorami: biały oznacza korelacje małe; 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 jednonóż – 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 ≤ 0,05; † p ≤ 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 ≤ 0,05; † p ≤ 0,01; ‡ p ≤ 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*^{w}	*-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*^{w}	
		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.*

		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)					Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)					
PARAMETR		X	SD	Me	Min	Max	X	SD	Me	Min	Max	*p* (wielkość efektu)
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.*

		Grupa o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (n=35)					Grupa o wysokim poziomie aktywności fizycznej (n=36)					
PARAMETR		X	SD	Me	Min	Max	X	SD	Me	Min	Max	*p* (wielkość efektu)
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/ º]	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/ º]	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/ º]	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/ º]	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 ≤ 0,05; † p ≤ 0,01; ‡ p ≤ 0,001*

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

5. DYSKUSJA

5.1. Korelacje pomiędzy sztywnością pasywną mięśni w obrębie kończyny dolnej, a wynikami skoków jednonóż.

Skoki jednonóż są powszechnie stosowanym narzędziem poddającym próbie zdolności stabilizacyjne stawu kolanowego podczas dynamicznych zadań funkcjonalnych. W zdecydowanej większości publikacji widnieją jako bateria testów służąca do oceny funkcjonalnej osób po przebytym zabiegu rekonstrukcji ACL oraz określania ich możliwości bezpiecznego powrotu do uprawiania sportu [Fitzgerald et al. 2001; Baltaci, Yilmaz i Atay 2012; Gokeler et al. 2017; Sueyoshi et al. 2017; Welling et al. 2018; Wren et al. 2018, Davies, Myer i Read 2020]. W niniejszej pracy narzędzie to wykorzystano do oceny osób zdrowych, o zróżnicowanym poziomie aktywności fizycznej.

Zrozumienie czynników, które przyczyniają się do uzyskania lepszych rezultatów prób skokowych, pozwala klinicystom na identyfikację potencjalnych deficytów, co może przełożyć się na zmniejszenie ryzyka wystąpienia kontuzji, a także na zwiększenie poziomu sportowego zawodników. Głównym celem przedstawionej pracy była ocena, jaką rolę w uzyskiwanych wynikach prób skoków jednonóż odgrywa sztywność mięśni w obrębie kończyny dolnej. Uzyskane wyniki wykazały, że właściwość ta pozytywnie koreluje z wynikami przeprowadzonych testów funkcjonalnych. W przypadku pomiarów miotonometrycznych najwięcej zależności oraz największe wartości współczynników korelacji zaobserwowano w kontekście punktów IR-GE, RE-GE oraz ER-GE. Pomiary sztywności przy użyciu zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta również potwierdziły występowanie pozytywnych korelacji z wynikami skoków jednonóż, zwłaszcza w odniesieniu do mięśni kulszowo-goleniowych.

Liczne doniesienia z literatury skupiają się na poszukiwaniu parametrów oraz właściwości tkanek, które mogą przekładać się na lepsze rezultaty testów skoków jednonóż.

Najwięcej prac odnosi się do korelacji z siłą mięśniową [Noyes, Barber i Mangine 1991; Wilk et al. 1994; Borsa, Lephart i Irrgang 1998; Petschnig, Baron i Albrecht 1998; Risberg et al. 1999; Sueyoshi et al. 2017; Davies, Myer i Read 2020], jednak w uzyskiwanych rezultatach pojawiają się rozbieżności. Innymi badanymi aspektami był zakres translacji przedniej podudzia mierzonej artrometrem [Eastlack Axe i Snyder-Mackler 1999; Risberg et al. 1999; Sernert et al. 1999], czy też zdolność odczuwania ustawienia stawu w przestrzeni [Borsa et al. 1997; Carter i et al. 1997] – w owych przypadkach również nie wykazano większych korelacji. Wyciąganie jednoznacznych wniosków utrudnia zróżnicowana metodyka przytoczonych badań. Większość z nich odnosi się do osób po rekonstrukcji lub z uszkodzeniami ACL, a testy skokowe ograniczają się do wybranych prób (zazwyczaj pojedynczy skok w dal).

W wyniku szczegółowego przeglądu literatury, nie udało się odnaleźć prac oceniających zależność pomiędzy sztywnością pasywną, a stabilnością dynamiczną stawu kolanowego, testowaną przy pomocy prób skokowych, dlatego też niniejszy projekt miał na celu uzupełnienie tego obszaru wiedzy. Hipotezę o występowaniu korelacji pomiędzy omawianymi właściwościami wysnuto na podstawie doniesień, iż większy poziom sztywności w obrębie kończyn dolnych sprzyja uzyskiwaniu lepszych rezultatów w innych testach dynamicznych oceniających zwinność, przyspieszenie czy też siłę badanych [Pruyn, Watsford i Murphy 2014; Kalkhoven i Watsford 2018], a także na podstawie udowodnionej roli sztywności w mechanizmach stabilizacyjnych [Kuszewski i in. 2009; Kuszewski 2012; Kuszewski i et al. 2019; Toor et al. 2019; He et al. 2021]. Uzyskane wyniki pozwalają na potwierdzenie przyjętego założenia.

Co ciekawe, analizując tkanki, których sztywność korelowała z wynikami testów stabilizacyjnych, a także wielkość współczynników tychże korelacji, można dostrzec zróżnicowanie pomiędzy badanymi grupami w zależności od poziomu aktywności fizycznej uczestników projektu. Biorąc pod uwagę wyniki pomiarów sztywności z wykorzystaniem

urządzenia MyotonPRO, w grupie o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej największe poziomy współczynników korelacji zaobserwowano w punktach zlokalizowanych w obrębie lub bliskim sąsiedztwie mięśni kulszowo-goleniowych tj. RE-GE oraz ER-GE. Zatem im większa sztywność tkanek w owych punktach, tym lepsze rezultaty prób testujących stabilność stawu kolanowego. Pozostałe parametry miotonometryczne, a szczególnie częstotliwość oraz czas relaksacji, wykazały zbliżone poziomy korelacji jak w przypadku sztywności. Pozytywne zależności pomiędzy sztywnością mięśni kulszowo-goleniowych, a wynikami prób skokowych w tej grupie, potwierdziły również pomiary z wykorzystaniem zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta. Dla kontrastu, w grupie o wysokim poziomie aktywności fizycznej współczynniki korelacji (r) w punktach RE-GE oraz ER-GE osiągały niższe wartości; zaobserwowano natomiast, że zdolności stabilizacyjne w znacznym stopniu warunkowane są przez większą sztywność tkanek w punkcie IR-GE, znajdującym się na brzuścu głowy obszernej przyśrodkowej mięśnia czworogłowego oraz - szczególnie w kontekście potrójnego skoku w dal - w punkcie AN-GE, również zlokalizowanym w obrębie mięśnia czworogłowego uda.

Dotychczasowe publikacje potwierdzają udział mięśni kulszowo-goleniowych w procesach stabilizacyjnych. Toor et al. [2019], badając wypreparowane stawy kolanowe, podkreślili szczególną rolę przyśrodkowej grupy spośród mięśni kulszowo-goleniowych w stabilizacji kolana we wszystkich płaszczyznach, zarówno z zachowanym, jak i z zerwanym ACL. Kuszewski i in. [2009] wykazali z kolei, że zwiększona sztywność pasywna mm. kulszowo-goleniowych w odniesieniu do kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego stanowi mechanizm kompensacyjny w przypadku zaburzeń mechanizmów stabilizacji centralnej. W innej publikacji Kuszewski et al. [2019] zaobserwowali zwiększoną sztywność pasywną mięśni kulszowo-goleniowych w przypadku osób po rekonstrukcji ACL, co również tłumaczone było, jako działanie kompensujące deficyty wynikające z uszkodzenia kluczowego

dla stabilizacji stawu kolanowego więzadła. W odniesieniu do mięśnia obszernego przyśrodkowego, He et al. [2019] wykazali, że rekonstrukcja ACL przekłada się na zmniejszenie sztywność tej głowy w obrębie kończyny operowanej w porównaniu do kończyny zdrowej oraz grupy kontrolnej. Co więcej, wiązało się to ze zmniejszoną siłą mięśnia czworogłowego oraz subiektywnie ocenianą funkcjonalnością stawu kolanowego. Według autorów mogło to być konsekwencją zaburzenia równowagi pomiędzy mięśniem obszernym przyśrodkowym, a obszernym bocznym, co przekładało się na zmianę biomechaniki stawu, a tym samym także na jego stabilność. Kuszewski et al. [2019] zaobserwowali natomiast zwiększenie sztywności mięśnia prostego uda u osób po rekonstrukcji ACL, co ponownie tłumaczono jako mechanizm kompensacyjny, zwiększający stabilność stawu kolanowego.

Najnowsze publikacje pokazują, że kolejną grupą mięśniową, której poziom sztywności pasywnej może przekładać się na lepszą stabilność stawu kolanowego podczas dynamicznych prób skokowych są mm. rotujące zewnętrznie staw biodrowy. Emamvirdi et al. [2019] wykazali, że trening ukierunkowany na zwiększenie kontroli nad osiową pracą kończyn dolnych, a tym samym ograniczenie koślawienia stawów kolanowych podczas zadań dynamicznych, skutkuje poprawą rezultatów uzyskiwanych podczas prób skoków jednonóż, które stanowiły narzędzie badawcze również w niniejszej dysertacji. Diniz et al. [2021] zaobserwowali z kolei, że zmniejszona sztywność pasywna w obrębie rotatorów zewnętrznych stawu biodrowego przekłada się na większy ruch rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, a tym samym większą koślawość stawu kolanowego podczas próby przysiadu na jednej nodze. W związku z powyższym, ocena korelacji pomiędzy sztywnością pasywną mięśni zawiadujących stawem biodrowym, a stabilnością stawu kolanowego podczas skoków jednonóż, może stanowić tematykę badań prowadzonych w niedalekiej przyszłości.

5.2. Zdolności stabilizacyjne stawu kolanowego w zależności od poziomu aktywności fizycznej badanych

Uzyskane wyniki testów skokowych wykazały istotne różnice na korzyść osób o wysokim poziomie aktywności w konkurencjach SHD i T6H w odniesieniu do kończyny dominującej oraz THD i T6H w odniesieniu do kończyny niedominującej. Z kolei różnica w konkurencjach THD – kończyna dominująca oraz SHD – kończyna niedominująca, były na granicy poziomu istotności. Na tej podstawie można wnioskować, że osoby o wyższym poziomie aktywności fizycznej cechują się lepszą stabilnością dynamiczną stawu kolanowego. Być może różnica pomiędzy grupami byłaby jeszcze bardziej wyeksponowana, gdyby nie stosunkowo mała liczba dopuszczalnych prób poszczególnych skoków. Zdarzały się sytuacje, w których badany po „spaleniu" pierwszych dwóch prób, trzecią z nich oddawał na tzw. zaliczenie, co niekoniecznie stanowiło maksimum jego możliwości. Ograniczenie liczby skoków miało jednak na celu zminimalizowanie wpływu efektu „uczenia się", którego występowanie w zastosowanej baterii testów zostało potwierdzone przez Munro i Herrington [2011]. Przedstawione w niniejszej rozprawie wyniki są zbieżne z publikacją Markström et al. [2019]. Autorzy pracy, przy zastosowaniu innej baterii testów skokowych, wykazali, że zawodniczki o wysokim poziomie aktywności fizycznej cechują się lepszą stabilnością niż ich odpowiedniczki z grupy kontrolnej. Dodatkowo zaobserwowano u nich mniejszą translację przednią piszczeli (badaną artrometrem) oraz większą siłę prostowników stawu kolanowego.

5.3. Poziom sztywności pasywnej w kontekście wysokiej i umiarkowanej aktywności fizycznej

Porównanie grup pod kątem wyłącznie poziomu sztywności nie wykazało istotnych różnic, pomimo że takowe były zauważalne w kontekście współczynników korelacji sztywności z wynikami prób skokowych. Jedyne istotnie różniące się wyniki uzyskano

względem pojedynczych parametrów miotonometrycznych, gdzie trudno doszukać się jakiegoś powtarzającego się wzorca, co skłania do wniosku, że były one dziełem przypadku. W niniejszej pracy przyjęto hipotezę, że osoby bardziej aktywne będą cechować się większą sztywnością. Powszechnie wiadomo, że powięź ma duże zdolności adaptacyjne do oddziaływujących na nią sił. Na skutek regularnych obciążeń dochodzi do syntezy oraz przebudowy znajdującego się w macierzy wewnątrzkomórkowej kolagenu, który między innymi warunkuje poziom pasywnej sztywności tkanek [Kjaer et al. 2006; Schleip et al. 2006]. Mroczek et al. [2017] wykazali wzrost sztywność w obrębie mięśni podudzia u siatkarek na skutek 6-tygodniowego treningu playometrycznego; Chang et al. [2020] zaobserwowali większą sztywność w obrębie mięśnia brzuchatego łydki oraz ścięgna Achillesa u amatorskich koszykarzy w porównaniu do osób nieaktywnych fizycznie; z kolei Young et al. [2018] odnotowali większą sztywność więzadła właściwego rzepki u zawodowych tancerzy breakdance w odniesieniu do grupy kontrolnej. W niniejszej rozprawie nie wykazano, żeby osoby o wysokim poziomie aktywności cechowały się większą sztywnością w obrębie kończyn dolnych w porównaniu do osób mniej aktywnych. Zapewne wynika to z faktu, że grupę WA tworzyły osoby uprawiające odmienne dyscypliny sportu, dlatego też na przestrzeni wykonywanej aktywności fizycznej ich tkanki musiały się adaptować do różnych obciążeń. Taki dobór badanych do grupy był celowy, gdyż głównym założeniem było poszukiwanie ogólnych wzorców sztywności tkanek u osób aktywnych, które można powiązać ze stabilnością stawu kolanowego, a nie wyłapanie zmian adaptacyjnych charakterystycznych dla konkretnych dyscyplin.

5.4. Analiza strategii stabilizacyjnych stawu kolanowego w zależności od poziomu aktywności fizycznej

Biorąc pod uwagę, że osoby o wysokim poziomie aktywności fizycznej cechowały się lepszą stabilnością dynamiczną stawu kolanowego niż osoby mniej aktywne oraz fakt, że

badane grupy nie różniły się istotnie pod kątem sztywności, przy jednocześnie zauważalnych różnicach we współczynnikach korelacji sztywności poszczególnych tkanek z rezultatami prób skokowych, można pośrednio wyciągnąć interesujące wnioski dotyczące strategii stabilizacyjnych. Bazując na teoretycznych modelach Panjabiego [1992a, 1992b] oraz Hoffman i Gabel [2013], które zakładają, że na stabilność składa się prawidłowe współdziałanie podsystemu biernego, czynnego oraz podsystemu kontroli nerwowej, wydaje się, że osoby o umiarkowanym poziomie aktywności podczas testów skoków w dużej mierze bazują na właściwościach pasywnych mięśni, zwłaszcza grupy kulszowo-goleniowej. W grupie o wysokim poziomie aktywności korelacje związane ze sztywnością pasywną tkanek są już mniejsze, dlatego też można przyjąć, że zdolność do stabilizacji stawu kolanowego u tych osób wiąże się z większym udziałem aktywnych właściwości tkanek oraz lepszą kontrolą motoryczną. Znaczną rolę kontroli nerwowo-mięśniowej wydaje się potwierdzać publikacja Welling et al. [2018], który zaobserwował odmienne wzorce ruchowe podczas próby SHD pomiędzy kończyną zdrową i po rekonstrukcji ACL, pomimo uzyskiwania zbliżonych odległości skoków jednonóż w czasie testowania obu kończyn.

Inne spojrzenie może przynieść analiza wyników w kontekście modelu systemu powięziowego zaproponowanego przez Stecco L. i Stecco A [2019], szczególnie w odniesieniu do interakcji pomiędzy antagonistycznymi jednostkami mięśniowo-powięziowymi. Jeśli przyjrzeć się poziomom korelacji sztywności oraz pozostałych parametrów miotonometrycznych z wynikami potrójnego skoku w dal, w grupie WA można zaobserwować, że rezultaty tej próby w podobny sposób korelują z właściwościami lepko-sprężystymi tkanek w obrębie antagonistycznych par punktów powięziowych: AN-GE i RE-GE; IR-GE i ER-GE oraz w mniejszym stopniu AN-TA i RE-TA. Z kolei w grupie UA, wyniki THD wyraźniej korelują z parametrami miotonometrycznymi tkanek w obrębię punktu RE-GE niż AN-GE oraz ER-GE aniżeli IR-GE. Obserwacja ta może pośrednio stanowić przesłankę, że w grupie osób

o wysokim poziomie aktywności fizycznej właściwości lepko-sprężyste tkanki powięziowej w antagonistycznych CC są lepiej zbalansowane, co przekłada się na lepsze wyniki próby THD. Potrójny skok w dal, pomimo że w świetle literatury nie stanowi bardziej czułej próby do oceny funkcjonalności stawu kolanowego od pozostałych skoków z baterii testów [Davies, Myer i Read 2020], jest o tyle wymagający, że podczas zadania badany musi wyhamować cały pęd rozwinięty podczas trzech kolejnych skoków, a do tego niezbędny jest odpowiedni poziom stabilizacji dynamicznej [Williams M. Squillante i Dawes 2017]. Ostatnie lata badań nad powięzią wskazują, że to właśnie ta tkanka, ze względu na swoje bogate unerwienie, właściowości lekpko-sprężyste, możliwość transferu sił, a także zdolność do aktywnego kurczenia się, odgrywa kluczową rolę w procesach związanych z kontrolą motoryczną [Schleip et al. 2006; Stecco A. et al. 2016].

Założenia niniejszej dysertacji obejmowały analizę sztywności pojedynczych grup mięśniowych oraz tkanek w poszczególnych punktach powięziowych, jednak obserwacje poczynione na podstawie uzyskanych wyników wskazują, że dla lepszego zrozumienia czynników warunkujących stabilizację dynamiczną, wartościowe mogą okazać się badania nad interakcjami oraz właściwościami całych sekwencji mięśniowo-powięziowych. Do wyciągnięcia jednoznacznych wniosków niezbędne są dalsze prace poświęcone tej tematyce.

5.5. Korelacje pomiędzy miotonometrią, a sztywnością pasywną mierzoną z wykorzystaniem zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta

W przedstawianym projekcie wykorzystano dwa odmienne narzędzia do pomiaru sztywności pasywnej mięśni – miotonometrię oraz pomiar z wykorzystaniem zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta; następnie oceniono zależności pomiędzy obiema metodami. Uzyskane wyniki w istotny sposób korelowały ze sobą zarówno w przypadku mięśnia prostego uda oraz grupy kulszowo-goleniowej, jednak wykazane współczynniki korelacji okazały się niższe niż zakładano (r=0,29 w odniesieniu do przedniej grupy mięśniowej

uda oraz r=0,41 w kontekście grupy tylnej). Oba narzędzia powszechnie opisywane są w literaturze jako wiarygodne i rzetelne [Gnat et al. 2010; Pruyn, Watsford i Murphy 2016; Feng et al. 2018; Lee Y., Kim i Lee H. 2021], jednak dotychczas nie porównywano ich ze sobą. Jednym z wyjaśnień uzyskania niskich oraz umiarkowanych poziomów korelacji pomiędzy zastosowanymi metodami może być fakt, że pomiar sztywności oparty o zakres ruchomości w stawie, nie pozwala na bezpośrednie badanie wybranej grupy mięśniowej, lecz w pewnym stopniu odnosi się do struktur całego kompleksu mięśniowo-stawowego, w tym między innymi skóry, ścięgien, torebki stawowej [He et al. 2021]. Kolejną z przyczyn może być rodzaj zastosowanego w tym sposobie mierzenia sztywności protokołu badawczego, który zakładał zakończenie pomiaru w momencie zgłoszenia przez uczestników subiektywnego odczucia wyraźnego rozciągania. Na tym tle miotonometria wydaje się bardziej precyzyjnym (aczkolwiek ze względu na skórę i tkankę tłuszczową, również nie jest to pomiar bezpośredni) i obiektywnym narzędziem – częściowo świadczą o tym umiarkowane oraz wysokie korelacje uzyskane w odniesieniu do pomiaru sztywności przy użyciu SWE [Feng et al. 2018; Lee Y., Kim i Lee H. 2021]. Znaczenie może mieć również fakt, że w przedstawianym projekcie pomiary miotonometryczne, które odnosiły się do pomiarów sztywności z wykorzystaniem zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, przeprowadzane były nie w punktach zlokalizowanych na środku brzuśca mięśniowego, lecz w powięziowych centrach koordynacji (AN-GE oraz RE-GE). Wynikało to z głównego celu pracy, którym było określenie roli sztywności pasywnej w procesach stabilizacyjnych, a właściwość ta w znacznej mierze warunkowana jest przez tkankę łączną [Schleip et al. 2006], dlatego też założono, że pomiar w punktach odnoszących się do powięzi może okazać się kluczowy.

5.6. 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.

5.7. Limitacje oraz dalsze perspektywy

Niniejsza rozprawa ma swoje ograniczenia, o których częściowo wspomniano w poprzednich rozdziałach.

Jednym z ograniczeń, które mogło wywrzeć wpływ na wyniki, była stosunkowo mała liczba prób w konkurencjach skokowych. Uczestnicy wykonywali każde zadanie 3-krotnie. Zdarzały się sytuacje, w których badany źle oszacował swoje możliwości i „spalił" pierwsze dwie próby, co skutkowało asekuracyjnym podejściem do ostatniego skoku. Dobór takiej liczby powtórzeń miał jednak na celu uniknięcie wpływu efektu „uczenia się".

Kolejną limitację związaną z baterią skoków jednonóż stanowiło zastosowanie stopera do pomiaru czasu podczas próby skoków na czas na dystansie 6m. Wykorzystanie zestawu fotokomórek z pewnością pozwoliłoby na zmniejszenie błędu pomiarowego, jednak w tym przypadku kierowano się chęcią użycia narzędzi, które w łatwy i dostępny sposób będą możliwe do przeniesienia i zastosowania w warunkach klinicznych.

W odniesieniu do pytania badawczego, które dotyczyło korelacji pomiędzy pomiarem sztywności z wykorzystaniem miotonometrii, a tym opartym o zmodyfikowane testy dopełnienia kąta, pewnym ograniczeniem może być dobór punktów pomiarowych. W niniejszej rozprawie właściwości lepko-sprężyste tkanek urządzeniem MyotonPRO mierzono w powięziowych centrach koordynacji, które znajdują się w obrębie grup mięśniowych, do których odnoszony był dany pomiar, jednak nie była to lokalizacja stanowiąca środek brzuśca mięśniowego, jak zazwyczaj ujęte jest to w metodyce badania. Sytuacja ta podyktowana była dostosowaniem procedury badawczej do głównego celu pracy, którym w pierwszej kolejności było określenie roli sztywności pasywnej w procesach stabilizacyjnych, a właściwość ta w znacznej mierze warunkowana jest przez tkankę łączną [Schleip et al. 2006].

Innym ograniczeniem związanym z pomiarami miotonometrycznymi był fakt, że zgodnie z założeniami Manipulacji Powięzi według Stecco, lokalizację wspomnianych centr koordynacji określa się na podstawie palpacji. W przedstawianym projekcie za przeprowadzenie owych pomiarów odpowiedzialna była osoba z wykształceniem fizjoterapeutycznym oraz doświadczeniem w pracy metodą FM, jednak pomimo tego należy mieć świadomość, że określenie punktów pomiarowych na ciele badanych było oparte o subiektywne badanie palpacyjne.

W skład poszczególnych grup badawczych w przedstawionej pracy wchodzili przedstawiciele zarówno płci żeńskiej jak i męskiej. Jednym z głównych celów pracy była analiza wyników w odniesieniu do poziomu aktywności fizycznej badanych. Wyciągnięcie rzetelnych wniosków umożliwił fakt, że porównywane grupy były zbliżone do siebie pod kątem liczebności kobiet oraz mężczyzn, a także jednorodne w aspekcie wieku, wzrostu, masy ciała oraz wskaźnika BMI. Należy jednak zaznaczyć, że zastosowana do oceny poziomu aktywności fizycznej skrócona wersja kwestionariusza IPAQ, na podstawie której dokonywano kwalifikacji uczestników do poszczególnych grup, nie określa rodzaju podejmowanego

wysiłku fizycznego, co stanowi pewne ograniczenie w kwestii precyzyjnego opisu charakterystyki badanych.

Dodatkową wartość pracy mogłaby stanowić analiza wyników w kontekście różnic płciowych. Współczesna literatura wskazuje, że istotne różnice pomiędzy kobietami i mężczyznami występują zarówno w poziomie sztywności omawianych grup mięśniowych [Mencel et al. 2021; Yu et al. 2022], a także w wynikach zastosowanych prób skokowych [Munro i Herrington 2011]. Niestety dosyć mocno zawężone kryteria włączenia spowodowały, że znaczna część ochotników nie przeszła etapu kwalifikacji, co skutkowało zbyt małą finalną liczebnością grup, aby móc rzetelnie analizować wyniki z rozdzieleniem badanych na poszczególne płcie. Dodatkowy nabór uczestników do projektu był z kolei utrudniony ze względu na prowadzenie badań w trakcie trwania stanu epidemii COVID-19. Zaistniała sytuacja nie wyklucza jednak możliwości rozszerzenia zakresu badań o różnice płciowe w nieodległej przyszłości. Ciekawy aspekt mogłaby też stanowić analiza korelacji pomiędzy sztywnością pasywną mięśni, a stabilizacją dynamiczną stawu kolanowego u osób po przebytym urazie i rekonstrukcji ACL oraz - wspomniana we wcześniejszych podrozdziałach dyskusji - ocena stabilizacji dynamicznej kolana w kontekście interakcji i właściwości całych sekwencji mięśniowo-powięziowych.

6. PODSUMOWANIE

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 zawiązanych 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.

7. 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 osiąganych 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.

8. PIŚMIENNICTWO

Baltaci G., Yilmaz G., Atay A.O., 2012. The outcomes of anterior cruciate ligament reconstructed and rehabilitated knees versus healthy knees: a functional comparison. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 46(3):186-95. doi:10.3944/aott.2012.2366.

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/japplphysiol.00700.2018.

Bober T., Zawadzki J., 2001. *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Wrocław: Wydawnictwo BK.

Bolgla L.A., Keskula D.R., 1997. Reliability of lower extremity functional performance tests. *J Orthop Sports Phys Ther*, 26(3):138-42.

Borsa P.A. et al., 1997. The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes. *Am J Sports Med*, 25(3):336-40. doi:10.1177/036354659702500311.

Borsa P.A., Lephart S.M., Irrgang J.J., 1998. Comparison of performance-based and patient-reported measures of function in anterior-cruciate-ligament-deficient individuals. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28(6):392-9. doi:10.2519/jospt.1998.28.6.392.

Bret C. et al., 2002. Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J Sports Med Phys Fitness*, 42:274-281.

Brughelli M., Cronin J., 2018. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scand. J. Med. Sci. Sport*, 18:417-426. doi:10.1111/j.1600-0838.2008.00769.x.

Butler R.J., Crowell H.P.3rd, Davis I.M., 2003. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6):511-517.

Carter N.D. et al., 1997. Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Br J Sports Med*, 31(3):209-12. doi:10.1136/bjsm.31.3.209.

Cavagna G.A., 1970. Elastic bounce of the body. *Journal of Applied Physiology*, 29(3):279-282.

Chang T.T. et al., 2020. Stiffness of the Gastrocnemius-Achilles Tendon Complex Between Amateur Basketball Players and the Non-athletic General Population. *Front Physiol*, 11:606706. doi:10.3389/fphys.2020.606706.

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.

Chen G. et al., 2019. Reliability of a portable device for quantifying tone and stiffness of quadriceps femoris and patellar tendon at different knee flexion angles. *PLoS One*, 14(7):e0220521. doi:10.1371/journal.pone.0220521.

Ciechomski J., 2014. Manipulacje powięziowe – nowy koncept w terapii manualnej. *Praktyczna Fizjoterapia & Rehabilitacja*, (47):6-15.

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.

Diniz K.M.A. et al., 2021. Hip passive stiffness is associated with hip kinematics during single-leg squat. *J Bodyw Mov Ther*, 28:68-74. doi:10.1016/j.jbmt.2021.06.008.

Drakonaki E., 2012. Elastografia w obrazowaniu ścięgien i mięśni. *Journal of Ultrasonography*, 2:214-225.

Eastlack M.E., Axe M.J., Snyder-Mackler L., 1999. Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc*, 31(2):210-5. doi:10.1097/00005768-199902000-00002.

Emamvirdi M., Letafatkar A., Khaleghi Tazji M., 2019. The Effect of Valgus Control Instruction Exercises on Pain, Strength, and Functionality in Active Females With Patellofemoral Pain Syndrome. *Sports Health*, 11(3):223-237. doi:10.1177/1941738119837622.

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.

Gauffin H., Tropp H., 1992. Altered movement and muscular-activation patterns during the one-legged jump in patients with an old anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med*, 20:182-192.

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.

Gokeler A. et al., 2017. Development of a test battery to enhance safe return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 25(1):192-199. doi:10.1007/s00167-016-4246-3.

Górecki A., 2002. *Uszkodzenia stawu kolanowego*. Warszawa: PZWL, wyd.2.

Granata K.P., Padua D.A., Wilson S.E., 2002. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2):127-135.

Grimston S.K. et al., 1991. Bone mass, external loads, and stress fractures in female runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7:293-302.

He X. et al., 2021. Decreased passive muscle stiffness of vastus medialis is associated with poorer quadriceps strength and knee function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 82:105289. doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.105289.

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.

Hobara H. et al., 2010. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint. *J Sci Med Sport*, 13:256-261.

Hodges P.W., 2009. Stabilizacja kompleksu lędźwiowo-miednicznego. Funkcjonalny model biomechaniki i kontroli motorycznej, w: Richardson C., Hodges P.W., Hides J. (eds.) *Kinezyterapia w stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miednicznego*. Wrocław: Elsevier Urban & Partner.

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).

Jeong et al., 2023. Different correlation of body mass index with body fatness and obesity-related biomarker according to age, sex and race-ethnicity. *Sci Rep*., 13(1):3472. doi:10.1038/s41598-023-30527-w.

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.

Kuitunen S. et al., 2007. Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 17(1):67-75. doi:10.1111/j.1600-0838.2005.00506.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.

Laffaye G., Bardy B., Durey A., 2005. Leg stiffness and expertise in men jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(4):536-543.

Langevin H.M. et al., 2011. Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord*, 12:203. doi:10.1186/1471-2474-12-203.

Lee Y., Kim M., Lee H., 2021. The Measurement of Stiffness for Major Muscles with Shear Wave Elastography and Myoton: A Quantitative Analysis Study. *Diagnostics (Basel)*, 11(3):524. doi:10.3390/diagnostics11030524.

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.

Mencel J. et al., 2021. Effect of gender, muscle type and skinfold thickness on myometric parameters in young people. *PeerJ*, 9:e12367. doi:10.7717/peerj.12367.

Mroczek D. et al., 2017. The Effects of a Six-week Plyometric Training Program on the Stiffness of Anterior and Posterior Muscles of the Lower Leg in Male Volleyball Players. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 20(4):07-115. doi:10.18276/cej.2017.4-11.

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 Healt 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.

Niewiadomy P. et al., 2021. The Relationship Between Active and Passive Flexibility of the Knee Flexors. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 11(2):360-366

Nowicki A., Dobruch-Sobczak K., 2016. Introduction to ultrasound elastography. *Journal of Ultrasonography*, 16:113-124.

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.

Petschnig R., Baron R., Albrecht M., 1998. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28(1):23-31. doi:10.2519/jospt.1998.28.1.23.

Pickering Rodriguez E.C. et al., 2017. The relationship between lower body stiffness and injury incidence in female netballers. *Sports Biomech*, 16(3):361-373. doi:10.1080/14763141.2017.1319970.

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

Pruyn E.C., Watsford M.L., Murphy A.J., 2016. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. *J Sport Health Sci*, 5(4):476-483. doi:10.1016/j.jshs.2015.12.001.

Reicher M. i in., 2003. *Anatomia ogólna: kości, stawy i więzadła, mięśnie*. Warszawa: PZWL.

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.

Riemann B.L., Lephart S.M., 2002a. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*, 37(1):71-79.

Riemann B.L., Lephart S.M., 2002b. The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*, 37(1):80-84.

Risberg M.A., et al., 1999. Prospective study of changes in impairments and disabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(7):400-12. doi:10.2519/jospt.1999.29.7.400.

Roberts T., Konow N., 2013. How tendons buffer energy dissipation by muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 41(4):186-193. doi:10.1097/JES.0b013e3182a4e6d5

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.

Sernert N. et al., 1999. Analysis of subjective, objective and functional examination tests after anterior cruciate ligament reconstruction. A follow-up of 527 patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 7(3):160-5. doi:10.1007/s001670050141.

Seyfarth A. et al., 2002. A movement criterion for running. *J Biomech*, 35:649-655.

Stecco A. et al., 2013. Fascial components of the myofascial pain syndrome. *Curr Pain Headache Rep*, 17(8):352. doi:10.1007/s11916-013-0352-9.

Stecco A. et al., 2016. Fascial Disorders: Implications for Treatment. *PM R*, 8(2):161-8. doi:10.1016/j.pmrj.2015.06.006.

Stecco C., 2015. *Functional atlas of the human fascial system*. Edinburgh: Churchill Livingstone, Elsevier.

Stecco C., Schleip R., 2016. A fascia and the fascial system. *J Bodyw Mov Ther*, 20(1):139-140. doi:10.1016/j.jbmt.2015.11.012.

Stecco C. et al., 2018. Update on fascial nomenclature. *J Bodyw Mov Ther*, 22(2):354. doi:10.1016/j.jbmt.2017.12.015.

Stecco L., Stecco A., 2019. *Manipulacja powięzi w leczeniu dolegliwości bólowych układu ruchu*. Szczecin: Wydawnictwo Odnova-Med.

Sueyoshi T. et al., 2017. Single-Leg Hop Test Performance and Isokinetic Knee Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Athletes. *Orthop J Sports Med,* 5(11):2325967117739811. doi:10.1177/2325967117739811.

Toor A.S. et al., 2019. The significant effect of the medial hamstrings on dynamic knee stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 27(8):2608-2616. doi:10.1007/s00167-018-5283-x.

Wang D. et al., 2017. Effect of sex and fatigue on muscle stiffness and musculoarticular stiffness of the knee joint in a young active population. *J Sports Sci,* 35(16):1582-1591. doi:10.1080/02640414.2016.1225973.

Watsford M.L. et al., 2010. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian Rules footballers. *American Journal of Sports Medicine*, 38(10):2058-2064. doi:10.1177/0363546510370197

Welling W. et al., 2018. Altered movement during single leg hop test after ACL reconstruction: implications to incorporate 2-D video movement analysis for hop tests. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 26(10):3012-9.

Wilk K.E. et al., 1994. The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *J Orthop Sports Phys Ther*, 20(2):60-73. doi:10.2519/jospt.1994.20.2.60.

Williams D.S.3rd, McClay I.S., Hamill J., 2001. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4):341-347. doi:S0268003301000055

Williams D.S.3rd et al., 2004. Higharched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait and Posture,* 19(3):263-269. doi:10.1016/S0966-6362(03)00087-0

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.

Wilson G.J., Elliott B.C., Wood G.A., 1992. Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1):116-123. doi:10.1249/00005768-199201000-00019

Wren T.A.L. et al., 2018. Hop distance symmetry does not indicate normal landing biomechanics in adolescent athletes with recent anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*, 48(8):622-9.

Wu Y.K. et al., 2010. Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 20(1);e80-e86. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00908.x

van der Wal J., 2009. The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system-an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. *Int J Ther Massage Bodywork*, 2(4):9-23. doi:10.3822/ijtmb.v2i4.62.

Young F.C. et al., 2018. Patellar Tendon Stiffness in Elite Breakdancers Assessed by Myotonometric Measurement. *J Dance Med Sci*, 22(4):179-183. doi:10.12678/1089-313X.22.4.179.

Yu S. et al., 2022. Gender difference in effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on flexibility and stiffness of hamstring muscle. *Front Physiol*, 13:918176. doi:10.3389/fphys.2022.918176.

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.

9. STRESZCZENIE

WSTĘP: 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. Zdolność stawu kolanowego do przeciwstawiania się działającym na niego siłom w gwałtownie i nagle zmieniających się warunkach określa się mianem stabilizacji dynamicznej. Jedną z właściwości tkanek, odgrywających ważną rolę w procesach stabilizacyjnych, jest sztywność pasywna, definiowana jako opór stawiany przez tkanki przeciwko rozciąganiu, nie będący efektem impulsacji nerwowej.

CEL PRACY: 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 korelację pomiędzy wynikami pomiarów sztywności przy użyciu dwóch różnych narzędzi badawczych: zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta oraz miotonometrii.

MATERIAŁ: Chęć udziału w projekcie zgłosiło 130 osób, z których 71 zostało zakwalifikowanych do udziału w badaniu i przeszło pełną procedurę pomiarową. Proces kwalifikacji miał charakter dwuetapowy. W pierwszej kolejności ochotnicy oceniani byli pod kątem spełnienia kryteriów włączenia tj. wiek 18-30 lat; BMI w zakresie 18,5-24,99; brak dolegliwości bólowych w obrębie narządu ruchu. Kryteria wyłączenia stanowiły: przebyte operacje bądź 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; w przypadku sportowców - legitymowanie się, na którymś z etapów kariery zawodniczej, wyższą klasą sportową niż klasa druga. Drugi etap selekcji uwzględniał analizę poziomu aktywności fizycznej uczestników. W oparciu o autorski

kwestionariusz oraz IPAQ, do kolejnej fazy badania zakwalifikowano dwie grupy osób: o umiarkowanym (UA, n=35) oraz wysokim poziomie aktywności fizycznej (WA, n=36).

METODY: Procedura badawcza obejmowała kolejno: pomiar sztywności pasywnej m. prostego uda oraz mm. kulszowo-goleniowych przy użyciu zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta; pomiary miotonometryczne w punktach powięziowych AN-GE, IR-GE, AN-TA, RE-GE, ER-GE, RE-TA; ocenę stabilności dynamicznej stawu kolanowego z wykorzystaniem baterii skoków jednonóż. Następnie obliczono współczynniki korelacji (r) pomiędzy wynikami pomiarów sztywności, a rezultatami testów skokowych; porównano wyniki w obu grupach oraz obliczono korelacje pomiędzy oboma narzędziami do pomiaru sztywności.

WYNIKI: Uzyskane rezultaty wskazały na występowanie korelacji pomiędzy sztywnością, a wynikami skoków jednonóż. W odniesieniu do pomiarów miotonometrycznych, w grupie UA duże i umiarkowane korelacje wykazano w puntach RE-GE oraz ER-GE. Z kolei w grupie WA, największe wartości współczynnika r uzyskano w punktach IR-GE; AN-GE oraz AN-TA w przypadku potrójnego skoku w dal; a także RE-GE, lecz na niższym poziomie niż w grupie UA. W kontekście pomiarów sztywności z wykorzystaniem zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, największe korelacje wykazano w przypadku mm. kulszowo-goleniowych w grupie UA. Porównując obie grupy, osoby o wysokim poziomie aktywności fizycznej uzyskały istotnie lepsze ($p \leq 0,05$), bądź będące na granicy poziomu istotności, rezultaty prób skokowych. Nie wykazano różnic pomiędzy grupami w kontekście poziomu sztywności. Wyniki testów dopełnienia kąta w odniesieniu do pomiarów miotonometrycznych w umiarkowany sposób korelowały w przypadku mm. kulszowo-goleniowych; w kwestii m. prostego uda wykazano małe korelacje.

WNIOSKI: Sztywność pasywna jest ważną składową mechanizmów stabilizacyjnych, także w kontekście stawu kolanowego. Właściwość ta w odniesieniu do mięśni kończyny dolnej

pozytywnie koreluje z poziomem stabilizacji kolana, ocenianym przy pomocy baterii skoków jednonóż. Zdolność stabilizacyjna stawu kolanowego warunkowana jest przez odmienne „wzorce występowania sztywności” w zależności od poziomu aktywności fizycznej.

Słowa kluczowe: sztywność pasywna; stabilizacja dynamiczna; staw kolanowy; miotonometria; skoki jednonóż

10. SUMMARY

INTRODUCTION: The knee joint plays a very important role in the human locomotion. Its location and functions make it subject to very high loads, especially during activities that include running, jumping or dynamic changes of movement direction. The ability of the knee to resist forces acting on it in rapidly and suddenly changing conditions is referred to as the dynamic stabilization. One of the properties of tissues, that play an important role in stabilization processes, is passive stiffness, defined as the resistance of tissues against stretching, which is not the result of nerve impulsation.

AIM OF THE STUDY: To assess the relationship between muscle stiffness in the lower limb and the dynamic stability of the knee joint in groups of young adults with different levels of physical activity. In addition, it was decided to determine the correlation between the results of stiffness measurements using two different research tools: modified „lacking-angle" tests and myotometry.

MATERIAL: The willingness to participate in the project was reported by 130 people, of whom 71 were qualified to participate in the study and underwent the full measurement procedure. The qualification process had a two-stage character. In the first stage, volunteers were assessed in terms of meeting the inclusion criteria: age 18-30; BMI in the range of 18.5-24.99; no pain in the musculoskeletal system. The exclusion criteria were: history of surgery or fractures in the lower limbs; history of injury of ligament-capsular apparatus of the knee joint; the occurrence of other injuries or ailments in the period of 3 months before the study, which forced at least a weekly limitation of the routine level of physical activity; in the case of athletes - having a higher sports class than the second class at any stage of their career. The second stage of selection included an analysis of the level of physical activity of the participants. Based on the author's questionnaire and the IPAQ, two groups of people were qualified for the next phase of the study: moderate (UA, n=35) and high level of physical activity (WA, n=36).

METHODS: The research procedure included: measurement of passive stiffness of the rectus femoris and hamstrings muscles using modified „lacking-angle" tests; myotometric measurements in fascial points AN-GE, IR-GE, AN-TA, RE-GE, ER-GE, RE-TA; assessment of the dynamic stability of the knee joint using the battery of single-leg hop tests. Then, the correlation coefficients (r) between the stiffness measurement results and the hop tests results were calculated; the results in both groups were compared and correlations between both stiffness measurement tools were calculated.

RESULTS: The obtained results indicated the existence of a correlation between stiffness and the results of single-leg hop tests. With regard to myotonometry, in the UA large and moderate correlations were shown in the RE-GE and ER-GE. Whereas, in the WA the greatest values of the r coefficient were obtained in the IR-GE; AN-GE and AN-TA in triple hop for distance; and RE-GE, but at a lower level than in the UA. In the context of stiffness measurements using modified „lacking-angle" tests, the largest correlations were shown for hamstrings in the UA. Comparing both groups, people with a high level of physical activity obtained significantly better ($p \leq 0,05$), or being at the border of significance, results in hop tests. There were no differences between the groups in the level of stiffness. Flexibility test results correlated moderately with myotonometry in hamstrings; in rectus femoris small correlations were shown.

CONCLUSIONS: Passive stiffness is an important component of stabilization mechanisms, also in the context of the knee joint. That property, in the context to the muscles of lower limb, positively correlates with the level of stabilization of the knee, assessed using a battery of single-leg hop tests. The stabilizing ability of the knee joint is conditioned by different "stiffness patterns" depending on the level of physical activity.

Keywords: passive stiffness; dynamic stabilization; knee joint; myotometry; single leg hop tests

11. WYKAZ RYCIN

Ryc. 1. Diagram przedstawiający przepływ uczestników w trakcie projektu. 27

Ryc. 2. Urządzenie MyotonPro. [materiał własny]. 28

Ryc. 3. Cyfrowy inklinometr Baseline [Cheatham i Stull 2018]. 30

Ryc. 4. Dynamometr elektroniczny MicroFet 2 wraz ze specjalną nakładką [Özbek, Armangil i Bilgin 2018]. 31

Ryc. 5. Pomiar sztywności mięśni kulszowo-goleniowych [Gnat et al. 2010]. Ilustracja ma charakter poglądowy – przedstawia odmienne modele inklinometru oraz dynamometru, niż te wykorzystane w badaniu. 32

Ryc. 6. Pomiar sztywności mięśnia prostego uda. [Gnat et al. 2010]. Ilustracja ma charakter poglądowy – przedstawia odmienne modele inklinometru oraz dynamometru, niż te wykorzystane w badaniu. 33

Ryc. 7. Poszczególne konkurencje wchodzące w skład baterii testów skoków jednonóż: pojedynczy (single), potrójny (triple), potrójny "na krzyż" (crossover), na czas (timed) [Fitzgerald et al. 2001]. 35

Ryc. 8. Schemat przedstawiający pełną procedurę badawczą. 38

Ryc. 9. Lokalizacja punktów, w których dokonywano pomiarów myotonometrycznych. 40

12. WYKAZ TABEL

Tab. I. *Charakterystyka grup badawczych: o umiarkowanym poziomie aktywności fizycznej (UA) i o wysokim poziomie aktywności fizycznej (WA).* 28

Tab. II. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy wynikami pomiarów miotonometrycznych, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż - bez uwzględnienia podziału na kończynę dominującą i niedominującą. 45

Tab. III. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy wynikami pomiarów miotonometrycznych, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż - z uwzględnieniem wyłącznie kończyny dominującej. 47

Tab. IV. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy wynikami pomiarów miotonometrycznych, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż - z uwzględnieniem wyłącznie kończyny niedominującej. 48

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. 49

Tab. VI. Współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy sztywnością mierzoną na bazie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta, a poszczególnymi konkurencjami skoków jednonóż – z uwzględnieniem wyłącznie kończyny dominującej. 50

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. 51

Tab. VIII. Porównanie międzygrupowe wyników baterii skoków jednonóż, służących do oceny stabilności dynamicznej stawu kolanowego. 52

Tab. IX. Porównanie międzygrupowe wyników pomiarów miotonometrycznych w odniesieniu do kończyny dominującej. 53

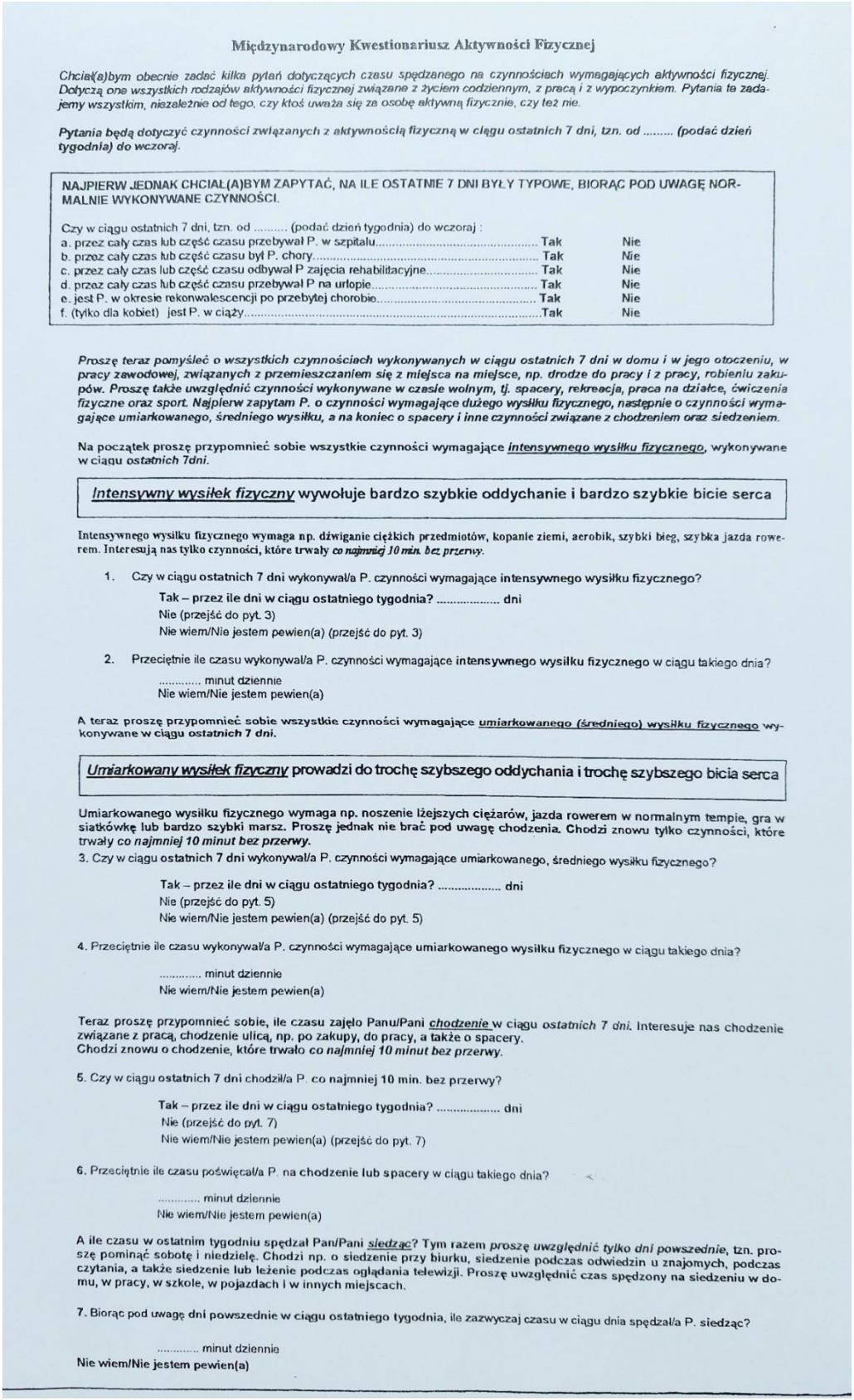
Tab. X. Porównanie międzygrupowe wyników pomiarów miotonometrycznych w odniesieniu do kończyny niedominującej. 54

Tab. XI. Porównanie międzygrupowe wyników pomiarów sztywności, mierzonej na bazie zmodyfikowanych testów dopełnienia kąta. 55

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). 56

13. ZAŁĄCZNIKI

Zał. 1. Kwestionariusz IPAQ - wersja polska [Biernat, Stupnicki i Gajewski 2007]



Międzynarodowy Kwestionariusz Aktywności Fizycznej

Chciał(a)bym obecnie zadać kilka pytań dotyczących czasu spędzanego na czynnościach wymagających aktywności fizycznej. Dotyczą one wszystkich rodzajów aktywności fizycznej związane z życiem codziennym, z pracą i z wypoczynkiem. Pytania te zadajemy wszystkim, niezależnie od tego, czy ktoś uważa się za osobę aktywną fizycznie, czy też nie.

Pytania będą dotyczyć czynności związanych z aktywnością fizyczną w ciągu ostatnich 7 dni, tzn. od ..... (podać dzień tygodnia) do wczoraj.

NAJPIERW JEDNAK CHCIAŁ(A)BYM ZAPYTAĆ, NA ILE OSTATNIE 7 DNI BYŁY TYPOWE, BIORĄC POD UWAGĘ NORMALNIE WYKONYWANE CZYNNOŚCI.

Czy w ciągu ostatnich 7 dni, tzn. od ..... (podać dzień tygodnia) do wczoraj :

a. przez cały czas lub część czasu przebywał P. w szpitalu	Tak	Nie
b. przez cały czas lub część czasu był P. chory	Tak	Nie
c. przez cały czas lub część czasu odbywał P zajęcia rehabilitacyjne	Tak	Nie
d. przez cały czas lub część czasu przebywał P na urlopie	Tak	Nie
e. jest P. w okresie rekonwalescencji po przebytej chorobie	Tak	Nie
f. (tylko dla kobiet) jest P. w ciąży	Tak	Nie

Proszę teraz pomyśleć o wszystkich czynnościach wykonywanych w ciągu ostatnich 7 dni w domu i w jego otoczeniu, w pracy zawodowej, związanych z przemieszczaniem się z miejsca na miejsce, np. drodze do pracy i z pracy, robieniu zakupów. Proszę także uwzględnić czynności wykonywane w czasie wolnym, tj. spacery, rekreacja, praca na działce, ćwiczenia fizyczne oraz sport. Najpierw zapytam P. o czynności wymagające dużego wysiłku fizycznego, następnie o czynności wymagające umiarkowanego, średniego wysiłku, a na koniec o spacery i inne czynności związane z chodzeniem oraz siedzeniem.

Na początek proszę przypomnieć sobie wszystkie czynności wymagające *intensywnego wysiłku fizycznego*, wykonywane w ciągu *ostatnich 7dni*.

Intensywny wysiłek fizyczny **wywołuje bardzo szybkie oddychanie i bardzo szybkie bicie serca**

Intensywnego wysiłku fizycznego wymaga np. dźwiganie ciężkich przedmiotów, kopanie ziemi, aerobik, szybki bieg, szybka jazda rowerem. Interesują nas tylko czynności, które trwały *co najmniej 10 min. bez przerwy*.

1. Czy w ciągu **ostatnich 7 dni** wykonywał/a P. czynności wymagające **intensywnego wysiłku fizycznego**?

   Tak – przez ile dni w ciągu ostatniego tygodnia? ..... dni
   Nie (przejść do pyt. 3)
   Nie wiem/Nie jestem pewien(a) (przejść do pyt. 3)

2. Przeciętnie ile czasu wykonywał/a P. czynności wymagające **intensywnego wysiłku fizycznego** w ciągu takiego dnia?

   ..... minut dziennie
   Nie wiem/Nie jestem pewien(a)

A teraz proszę przypomnieć sobie wszystkie czynności wymagające *umiarkowanego (średniego) wysiłku fizycznego* wykonywane w ciągu *ostatnich 7 dni*.

Umiarkowany wysiłek fizyczny **prowadzi do trochę szybszego oddychania i trochę szybszego bicia serca**

Umiarkowanego wysiłku fizycznego wymaga np. noszenie lżejszych ciężarów, jazda rowerem w normalnym tempie, gra w siatkówkę lub bardzo szybki marsz. Proszę jednak nie brać pod uwagę chodzenia. Chodzi znowu tylko czynności, które trwały *co najmniej 10 minut bez przerwy*.

3. Czy w ciągu **ostatnich 7 dni** wykonywał/a P. czynności wymagające umiarkowanego, średniego wysiłku fizycznego?

   Tak – przez ile dni w ciągu ostatniego tygodnia? ..... dni
   Nie (przejść do pyt. 5)
   Nie wiem/Nie jestem pewien(a) (przejść do pyt. 5)

4. Przeciętnie ile czasu wykonywał/a P. czynności wymagające **umiarkowanego wysiłku fizycznego** w ciągu takiego dnia?

   ..... minut dziennie
   Nie wiem/Nie jestem pewien(a)

Teraz proszę przypomnieć sobie, ile czasu zajęło Panu/Pani *chodzenie* w ciągu *ostatnich 7 dni*. Interesuje nas chodzenie związane z pracą, chodzenie ulicą, np. po zakupy, do pracy, a także o spacery.
Chodzi znowu o chodzenie, które trwało *co najmniej 10 minut bez przerwy*.

5. Czy w ciągu **ostatnich 7 dni** chodził/a P. **co najmniej 10 min. bez przerwy**?

   Tak – przez ile dni w ciągu ostatniego tygodnia? ..... dni
   Nie (przejść do pyt. 7)
   Nie wiem/Nie jestem pewien(a) (przejść do pyt. 7)

6. Przeciętnie ile czasu poświęcał/a P. na **chodzenie lub spacery** w ciągu takiego dnia?

   ..... minut dziennie
   Nie wiem/Nie jestem pewien(a)

A ile czasu w ostatnim tygodniu spędzał Pan/Pani *siedząc*? Tym razem *proszę uwzględnić tylko dni powszednie*, tzn. proszę pominąć sobotę i niedzielę. Chodzi np. o siedzenie przy biurku, siedzenie podczas odwiedzin u znajomych, podczas czytania, a także siedzenie lub leżenie podczas oglądania telewizji. Proszę uwzględnić czas spędzony na siedzeniu w domu, w pracy, w szkole, w pojazdach i w innych miejscach.

7. **Biorąc pod uwagę dni powszednie w ciągu ostatniego tygodnia**, ile zazwyczaj czasu w ciągu dnia spędzał/a P. siedząc?

   ..... minut dziennie
   Nie wiem/Nie jestem pewien(a)

Zał 2. Autorski kwestionariusz badawczy

Data .....

KWESTIONARIUSZ BADAWCZY

1. Imię i nazwisko……
2. Dane kontaktowe (nr kom./mail) .....
3. Data urodzenia: .....
4. Płeć:
   □ Kobieta □ Mężczyzna
5. Wzrost: ..... [cm]
6. Masa ciała: ..... [kg]
7. Dominująca kończyna dolna:
   □ Prawa □ Lewa
8. Czy aktualnie odczuwasz jakiekolwiek dolegliwości bólowe w obrębie narządu ruchu?
   □ Tak □ Nie
9. Czy kiedykolwiek przeszedłeś operację w obrębie kończyn dolnych?
   □ Tak □ Nie
10. Czy kiedykolwiek doznałeś złamania kości w obrębie kończyn dolnych?
    □ Tak □ Nie
11. Czy kiedykolwiek doznałeś uszkodzenia aparatu więzadłowo-torebkowego st. kolanowego?
    □ Tak □ Nie
12. Czy w okresie ostatnich 3 miesięcy doznałeś urazów lub doświadczyłeś dolegliwości, które wymusiły co najmniej tygodniowe ograniczenie rutynowego poziomu aktywności fizycznej?
    □ Tak □ Nie
13. Czy kiedykolwiek trenowałaś/eś sport zaliczany do dyscyplin olimpijskich?
    □ Tak □ Nie

    <u>Jeżeli zaznaczyłaś/eś „Nie" zakończ wypełnianie kwestionariusza na pytaniu nr 13 .</u>
14. Uprawiana dyscyplina sportu: .....
15. Czy na którymkolwiek etapie kariery zawodniczej, legitymowałeś się wyższą klasą sportową, niż klasa druga?

    □ Tak □ Nie
16. Czy przez ostatnie 5 lat trenowałaś/eś sport zaliczany do dyscyplin olimpijskich?

    □ Tak □ Nie

    Czy w tym okresie, realizowałeś średnio co najmniej 2 jednostki treningowe tygodniowo?

    □ Tak □ Nie