

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO

im. BRONISŁAWA CZECHA

W KRAKOWIE

WYDZIAŁ REHABILITACJI RUCHOWEJ



Marcin Burdacki

**Ocena zależności pomiędzy wskaźnikami morfologicznymi i fizjologicznymi stawu
biodrowego a zwiększonym ryzykiem urazu u biegaczy amatorów**

Rozprawa doktorska

Promotor:

Prof. dr hab. Anna Mika

Promotor pomocniczy:

Dr Iwona Sulowska-Daszyk

Kraków 2023

Serdeczne podziękowania kieruję do mojej Pani promotor prof. dr hab. Anny Mika, której pomoc, życzliwość i zaangażowanie były kluczowym elementem podczas powstawania niniejszej pracy doktorskiej.

Serdecznie dziękuję Pani dr Iwonie Sulowskiej-Daszyk za cenne wskazówki, wsparcie oraz czas poświęcony na rzecz powstania niniejszej pracy.

SPIS TREŚCI

WYKAZ UŻYWANYCH SKRÓTÓW	5
1. WSTĘP	6
1.1. Wprowadzenie	6
1.2. Staw biodrowy jako oś lokomocji.....	7
1.3. Przyczyny i skutki zaburzeń morfologii stawu biodrowego	8
1.4. Biomechanika biegu długodystansowego	12
1.5. Wzorce funkcjonalne i czynniki ryzyka urazu	16
1.6. Usytuowanie zagadnienia w dostępnej literaturze	19
2. CEL PRACY	20
2.1. Pytania badawcze	20
2.2. Hipotezy badawcze	20
3. MATERIAŁ I METODY	22
3.1. Osoby badane	22
3.2. Metodyka badań.....	24
3.2.1. Pomiary antropometryczne	24
3.2.2. Pomiary zakresów ruchu w stawach biodrowych	24
3.2.3. Flamingo Balance Test.....	25
3.2.4. Y-Balance Test.....	26
3.2.5. Test Functional Movement Screen (FMS)	28
3.2.6. Rozkład obciążenia stóp uzyskany za pomocą platformy FOOTSCAN 7.111 (RScan International NV).....	31
3.2.7. Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy użyciu urządzenia BIODEX S4 (Biodex Medical System)	32
3.3. Analiza statystyczna.....	33
4. WYNIKI.....	34
4.1. Zmiany morfologiczne stawu biodrowego.....	34
4.1.1. Zakresy ruchu w stawach biodrowych w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego	34
4.1.2. Flamingo Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	35
4.1.3. Y-Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego	36
4.1.4. Functional Movement Screen w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	37

4.1.5.	Rozkład obciążenia stóp w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	38
4.1.6.	Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	41
4.2.	Liczba kilometrów pokonywanych tygodniowo	49
4.2.1.	Zakresy ruchu w stawach biodrowych w zależności od kilometrażu.....	49
4.2.2.	Flamingo Balance Test w zależności od kilometrażu	49
4.2.3.	Y-Balance Test w zależności od kilometrażu	50
4.2.4.	Functional Movement Screen w zależności od kilometrażu	51
4.2.5.	Rozkład obciążenia stóp w zależności od kilometrażu	52
4.2.6.	Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od kilometrażu	55
5.	DYSKUSJA	61
5.1.	Zakresy ruchów w stawach biodrowych	64
5.2.	Flamingo Balance Test i Y-Balance Test.....	66
5.3.	Functional Movement Screen (FMS).....	69
5.4.	Rozkład obciążenia stóp.....	70
5.5.	Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych	74
5.6.	Ograniczenia pracy.....	78
5.7.	Podsumowanie	78
6.	WNIOSKI	80
7.	PIŚMIENNICTWO	82
	Streszczenie	94
	Abstract	97
	Spis rycin	99
	Spis tabel	100

WYKAZ UŻYWANYCH SKRÓTÓW

ACL	(ang. anterior cruciate ligament) więzadło krzyżowe przednie
AP	(ang. antero-posterior) przednio-tylna projekcja zdjęcia rentgenowskiego
EMG	(ang. electromyography) badanie elektromiograficzne
FAI	(ang. femoroacetabular impingement) konflikt panewkowo-udowy
FMS	(ang. functional movement screen) test funkcjonalnych wzorców ruchowych
MTSS	(ang. medial tibial stress syndrome) zespół bólowy przyśrodkowej strony kości piszczelowej
NSLBP	(ang. nonspecific low back pain) niespecyficzny ból odcinka lędźwiowego kręgosłupa
OS	odstęp pomiędzy najbardziej wydatną częścią głowy kości udowej a przednim obrysem szyjki kości udowej
RTG	(ang. radioisotope thermoelectric generator) zdjęcie rentgenowskie, rentgenogram
SEBT	(ang. star excursion balance test) test gwiazdy

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

Bieganie jest najszybszą formą naturalnej lokomocji oraz aktywnością fizyczną towarzyszącą człowiekowi od początku istnienia gatunku. Przez 84 000 pokoleń ludzie funkcjonowali jako zbieracze-łowcy, których zdolność do przeżycia uwarunkowana była sprawnością fizyczną, w tym szczególnie dobrą wytrzymałością niezbędną do pokonywania znacznych odległości. Wraz z nadejściem rewolucji agrarnej, 350 pokoleń temu ludzie przestali przemieszać się na duże odległości, pozostali jednak aktywni fizycznie. Siedem pokoleń temu z powodu rewolucji przemysłowej maszyny zaczęły gwałtownie ograniczać znaczenie pracy fizycznej człowieka [11]. W jednej z najstarszych starożytnych cywilizacji bieg stał się podstawową dyscypliną sportową. Dromos – bieg krótki na dystansie jednego stadionu był pierwszą rywalizacją starożytnych Igrzysk Olimpijskich [125].

Z biegiem lat ta pierwotna forma aktywności zyskała na znaczeniu. Obecnie nie jest sposobem przemieszczania, a rodzajem aktywności fizycznej dostępnej nie tylko dla zawodowych sportowców, ale również amatorów biegania. Wiele badań epidemiologicznych wskazuje na znaczące korzyści wynikające z regularnego uprawiania aktywności fizycznej [4]. Społeczeństwo intuicyjnie interpretuje te doniesienia w następujący sposób - korzyści zdrowotne są tym większe im wyższy jest poziom aktywności fizycznej [32]. W ostatnich dwóch dekadach uczestnictwo amatorów w komercyjnych biegach maratońskich wzrosło 25-krotnie [86]. Inne dane donoszą o wzroście liczby maratończyków uczestniczących regularnie w zawodach z 25 tysięcy w 1976 roku do 2 milionów w 2010 roku [32]. Naukowcy wskazują, że w szczególności biegi długodystansowe są uniwersalną, najbardziej dostępną oraz najszerzej praktykowaną aktywnością sportową i rekreacyjną na naszej planecie [31]. Wielu biegaczy amatorów rozpoczyna swoje treningi biegowe po 30 roku życia. W związku z obowiązkami zawodowymi i prywatnymi przeznaczają na treningi swój czas wolny, a ich treningi są długotrwałe i bardzo wymagające. Może to prowadzić do powstania urazów przeciążeniowych [11].

Piekorz i wsp. [91] wykazali, że około 70% biegaczy przed rozpoczęciem treningów nie konsultuje stanu swojego zdrowia z lekarzem specjalistą. Jeśli więc sami nie są

wykształceni w kierunku medycznym, to nie mają świadomości wielkości ograniczeń funkcjonalnych swojego organizmu. Odpowiednią wiedzę na temat rytmu oddechowego oraz techniki biegu posiada tylko około 60% amatorów. Stosowanie nadmiernych obciążeń treningowych jest częstsze wśród mężczyzn niż kobiet. Jednak u obu płci świadomość dotycząca prawidłowego postępowania po doznanych urazie jest mała. Najczęściej biegacze decydują się tylko na przerwę w bieganiu, rzadko natomiast na kontakt ze specjalistą fizjoterapii czy lekarzem [93]. Fakt ten może stać się istotną przyczyną rozważań dotyczących przystosowania współczesnych ludzi do podejmowania aktywności fizycznej w formie biegania. Deklaracje amatorów biegania wskazują, że nie istnieje uniwersalny powód rozpoczęcia treningów. Najczęściej jest to chęć zadbania o swoje zdrowie, poprawa sylwetki, namowa osób z najbliższego otoczenia lub chęć rozwoju [87].

1.2. Staw biodrowy jako oś lokomocji

Staw biodrowy jest największym stawem w ciele człowieka. Pełni dwie bardzo ważne funkcje: zapewnia lokomocję oraz utrzymuje ciało w pozycji pionowej. Jest to staw kulisty, otoczony wieloma silnymi, harmonijnie rozmieszczonymi mięśniami. Staw biodrowy umożliwia ruchomość kończyny dolnej we wszystkich płaszczyznach oraz kombinację kierunków ruchu. Wielopłaszczyznowa ruchomość współistnieje z niezwykle stabilnością stawu biodrowego. Jako strukturalne połączenie pomiędzy kończynami dolnymi i tułowiem, staw biodrowy zarówno przenosi siły z górnej części ciała na kończyny dolne jak i jest pośrednikiem transferu energii z podstawy sylwetki [15].

Wystarczająco mobilny i stabilny staw biodrowy umożliwia fizjologiczny chód. Staw biodrowy wraz z miednicą stanowią centrum transferu energii pomiędzy kończynami dolnymi a kręgosłupem. Integralność tych struktur umożliwia swobodną i zdrową lokomocję. W trakcie aktywności fizycznej struktury stawu biodrowego często są narażone na wiele większych sił osiowych i skręcających. W trakcie aktywności fizycznych pojawia się konieczność wykorzystania większych zakresów ruchu w fizjologicznych normach dla stawu biodrowego. Również stabilność obszaru stawu biodrowego, aby sprostać wyzwaniom sportowym, musi być większa niż ta wystarczająca przy aktywnościach życia codziennego. Staw biodrowy ma największy zakres ruchomości ze wszystkich stawów kończyny dolnej oraz jest

zaopatrzone w najsilniejsze mięśnie. Z tego powodu kolejne, niżej położone stawy kończyny dolnej są uzależnione od niego pod kątem wytrzymałości na obciążenia [15].

Rozkład sił w obszarze stawu biodrowego jest istotny dla przewidywania mechaniki sąsiednich części ciała [52]. W momencie kiedy masa ciała rozłożona jest na obie kończyny dolne (w statyce), siły działające na staw biodrowy rozłożone są równo na oba stawy. W tym przypadku, cała masa górnej części ciała wertykalnie obciąża głowy kości udowych. W momencie, gdy masa ciała zostaje przeniesiona na jedną kończynę dolną, masa niepodporowej kończyny dolnej obciąża dodatkowo staw biodrowy podporowej kończyny dolnej. Ponadto siły działające na staw zmieniają swój kierunek na mniej harmonijny. Te dodatkowe siły powodują zaistnienie ruchu skręcającego wokół centrum głowy kości udowej. Mięśniami, które równoważą te siły są mięśnie odwodziciele stawu biodrowego. Do tej grupy mięśni zaliczamy górne włókna mięśnia pośladkowego wielkiego, mięsień naprężacz powięzi szerokiej, mięsień pośladkowy średni i mały, mięsień gruszkowaty oraz mięsień zasłonowy wewnętrzny. Siły działających mięśni także tworzą moment siły wokół głowy kości udowej. Ramię momentu siły tworzonego przez pracę mięśni jest mniejsze od ramienia momentu siły wywieranego przez masę ciała. Siła pracujących mięśni okolicy stawu biodrowego w trakcie aktywności musi być wielokrotnością siły wywieranej przez masę ciała [13].

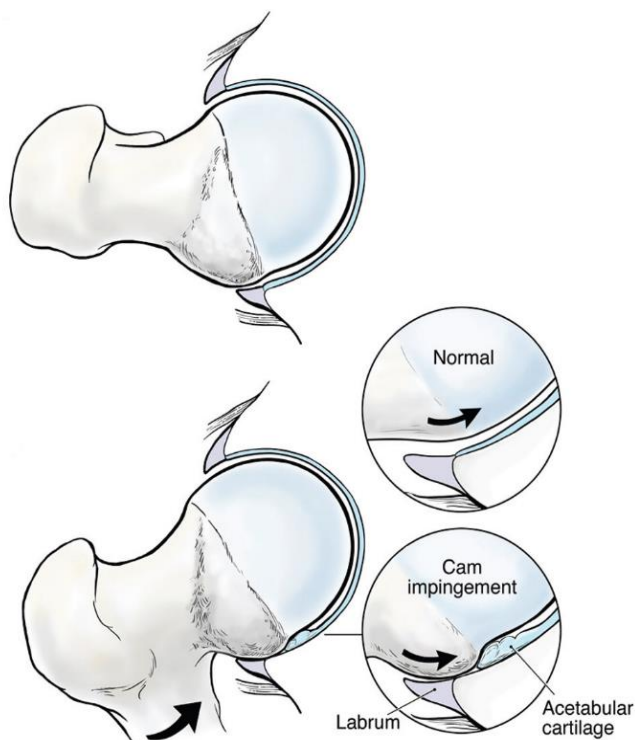
1.3. Przyczyny i skutki zaburzeń morfologii stawu biodrowego

W literaturze przedmiotu, stosunki anatomiczne budowy głowy kości udowej i panewki stawu biodrowego opisywane są w dwojaki sposób. Część z opisywanych przypadków zaburzenia morfologii stawu biodrowego dotyczy zmniejszonego pokrycia głowy kości udowej przez panewkę. Diagnozowane jest ono jako dysplazja stawu biodrowego. Najczęściej, to zaburzenie morfologii stawu biodrowego diagnozuje się u dzieci i na tym etapie rozwoju wprowadza się leczenie. Drugą część opisywanych przypadków stanowi sytuacja, w której powierzchnia panewki stawu biodrowego lub powierzchnia głowy kości udowej jest większa w stosunku do stawu o prawidłowej budowie. To zaburzenie diagnozowane jest jako konflikt panewkowo-udowy (FAI). Oba zaburzenia morfologii (dysplazja, FAI) od dawna są uznawane za przyczynę powstawania choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego [22].

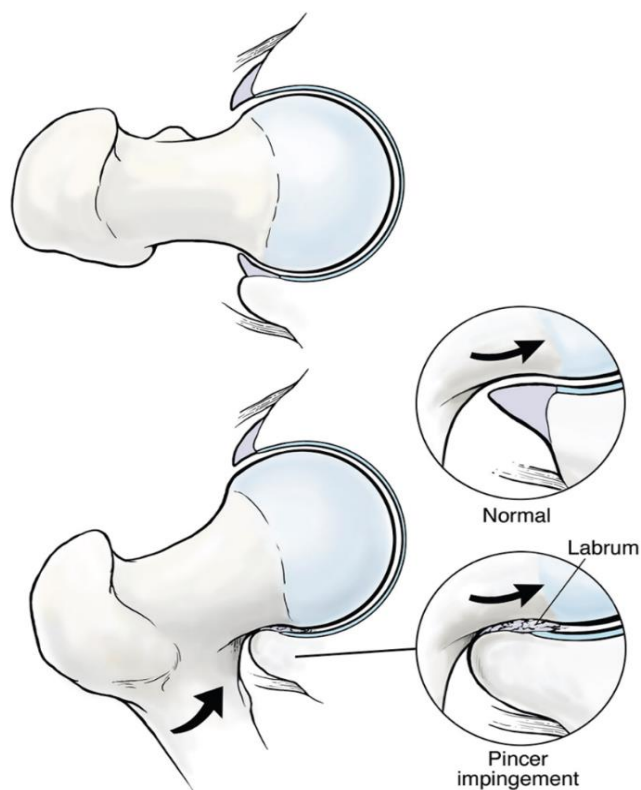
Pierwszego opisu konfliktu panewkowo-udowego dostarczył Smith-Petersen w 1936 roku [107]. Opisał on FAI jako skutek zderzenia szyjki kości udowej z panewką stawu biodrowego. Smith-Petersen [107] wprowadził termin konfliktu panewkowo-udowego oraz zaproponował leczenie, które stosuje się do dziś. Diagnoza konfliktu panewkowo-udowego dopuszcza dwa przypadki manifestacji zmian morfologicznych [37].

1. Typ cam-FAI – związany z nadbudową obszaru szyjki kości udowej (ryc. 1)
2. Typ pincer-FAI – związany z nadbudową panewki stawu biodrowego (ryc. 2)

W obrazie klinicznym spotykany jest również typ mieszany, który zawiera w sobie oba wyżej wymienione typy zmian morfologicznych [108].



Ryc. 1. Konflikt panewkowo-udowy typu cam-FAI [132]



Ryc. 2. Konflikt panewkowo-udowy typu pincer-FAI [132]

W obrazie klinicznym FAI najczęściej manifestuje się bólem w okolicy pachwiny po stronie zajętej zmianą morfologiczną. Rzadziej pacjenci zgłaszają ból z boku stawu biodrowego, z boku uda czy pośladka, a także w dolnym obszarze grzbietu. W początkowych etapach rozwoju schorzenia ból jest niewielki. Z czasem ulega on nasileniu, a do objawów dołącza się ograniczenie w ruchomości i sile mięśni stawu biodrowego. W przypadku typu cam-FAI symptomy zaburzenia na początku są niewielkie, pomimo częstej obecności uszkodzenia chrząstki stawowej. W przypadku typu pincer-FAI objawy bólowe pojawiają się wcześniej i są bardziej dotkliwe z powodu kompresji obróbka panewki i podrażnienia obecnych tam zakończeń nerwowych. Z tego powodu pacjenci, u których występuje typ pincer-FAI, wcześniej zgłaszają się do lekarza o pomoc, dzięki czemu wcześniej zaczynają leczenie, co z kolei pomaga zapobiegać pojawieniu się bardziej zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych [132].

Według doniesień Byrd [13] obecność konfliktu panewkowo-udowego może powodować poważne uszkodzenia stawu biodrowego u sportowców, głównie w trzeciej i czwartej dekadzie życia. Sportowcy, często przekraczając limity własnego ciała, prowokują zniszczenia w strukturach narządu ruchu. Wśród sportowców, u których

występują zmiany morfologii stawu biodrowego o typie FAI próg obciążenia, który wystarczy przekroczyć, aby uszkodzić strukturę stawu jest dużo niższy w porównaniu do sportowców z prawidłowo zbudowanym stawem biodrowym. Wśród osób z FAI to sportowcy mają większe prawdopodobieństwo do szybszego wykształcenia zmian zwyrodnieniowych. Postępujące objawy zaburzenia morfologii, powodują ból, ograniczają aktywność, a w ostateczności prowadzą do zaawansowanej choroby zwyrodnieniowej [12].

Zmiany zwyrodnieniowe klasycznie diagnozowane są jako patologie narządu ruchu. Z praktyki klinicznej wynika, że jest to fizjologiczny proces wynikający z używania stawów. Opóźnienie omawianego procesu predysponuje do wieloletniego uprawiania aktywności fizycznej i uniknięcia incydentów wykluczających z treningów. Wrodzona, lub nabyta we wczesnych latach życia morfologia stawu biodrowego może wprost torować drogę do wykształcenia się zmian zwyrodnieniowych lub być bezpośrednią przyczyną zaburzonej mechaniki stawu. Nie bez znaczenia pozostaje powiązanie zmian morfologicznych z konkretnymi zaburzeniami mechaniki i funkcji kończyn dolnych u biegaczy. Hipotetycznych przyczyn zależności można szukać w analizie mechaniki kończyn dolnych i wzajemnej zależności łańcuchów kinematycznych [110]. Wśród biegaczy zależności te, ze względu na zwiększone obciążenia działające na aparat ruchu mogą być bardziej uwidocznione. Konsekwencje powyższych zaburzeń u biegaczy mogą stać się poważnym problemem zarówno zdrowotnym jak i uniemożliwiającym podejmowanie treningów i startów w zawodach. Nadrzędnym czynnikiem warunkującym pojawienie się oraz potęgowanie zmian patologicznych kończyn dolnych u biegaczy wydają się być zmiany morfologiczne, ale również złe wzorce mechaniczne i funkcjonalne obszaru stawu biodrowego.

Do skutków FAI oprócz wykształcenia osteoartrozy można zaliczyć objawy z innych struktur ciała. U sportowców, w których treningu dominują ruchy rotacyjne, występowaniu FAI towarzyszą objawy bólowe z obszaru odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Kiedy morfologia stawu biodrowego jest zaburzona, wtedy sąsiednie struktury narządu ruchu są zmuszone kompensować jego braki w funkcji. Często objawia się to przeciążeniem segmentów kręgosłupa lędźwiowego [5].

Koleją konsekwencją występowania FAI jest pubalgia sportowa, czyli zespół objawów obszaru kości łonowej [71]. Zjawisko to jest bardzo popularne, a jego koleracja

z obecnością zmian morfologii stawu biodrowego jest istotna. Ograniczenie ruchomości stawu biodrowego w płaszczyźnie rotacyjnej kompensowane jest nadmierną ruchomością w obrębie miednicy. Nadmierna ruchomość wywołuje przeciążenie tkanek miękkich (mięśni, więzadeł) okolicy spojenia łonowego, a to ogranicza ich funkcję i powoduje ból [45].

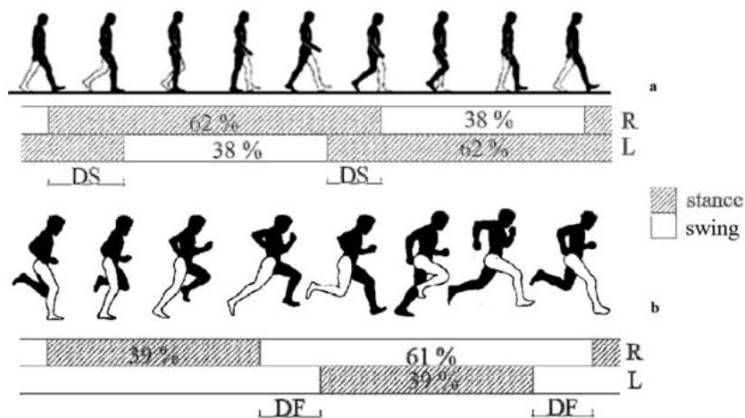
Często przebieg konfliktu panewkowo-udowego nie daje symptomów, przez co pacjenci zgłaszają się do lekarzy i fizjoterapeutów z objawami ze strony innych części ciała. Przyczyna tego stanu rzeczy leży w kompensacji zaburzenia morfologii stawu biodrowego. Pacjenci kierują się po pomoc z dolegliwościami z obszaru odcinka lędźwiowego kręgosłupa lub pachwiny. Często po długim leczeniu i wtórnych diagnozach okazuje się, że pierwotną przyczyną problemu może być FAI [67].

Kolejnym skutkiem zaburzenia morfologii stawu biodrowego może być syndrom przeskakującego ścięgna mięśnia biodrowo-lędźwiowego oraz pasma biodrowo-piszczelowego. Zadaniem klinicystów jest odpowiedź na pytanie: czy problem przeskakujących struktur ścięgnistych ma swoje przyczyny w nieprawidłowej budowie stawu biodrowego [13]?

1.4. Biomechanika biegu długodystansowego

W analizie biomechanicznej bieg postrzegany jest jako forma lokomocji. Podstawową jednostką opisującą mechanikę biegu jest cykl. Cykl biegu definiowany jest jako okres rozpoczynający się od dotknięcia stopą podłoża przez osobę biegnącą, do momentu, gdy ta sama stopa ponownie dotknie podłoża. Każdy cykl jest podzielony na dwie fazy: fazę podporu (stance phase) i fazę przenoszenia (swing phase). Faza podporu zaczyna się w momencie pierwszego kontaktu stopy z podłożem (initial contact), a kończy w momencie odbicia z palucha (toe off). Faza podporu obejmuje 62% cyklu chodu oraz 39% cyklu biegu. Faza przenoszenia odbywa się w czasie, kiedy stopa jest uniesiona ponad podłoże, umożliwia to przeniesienie kończyny dolnej w przód. Faza przenoszenia rozpoczyna się w momencie oderwania palucha od podłoża (toe off). Faza przenoszenia obejmuje 38% cyklu chodu oraz 61% cyklu biegu. Zauważalna jest istotna różnica pomiędzy cyklem chodu i biegu. Ponad połowę cyklu chodu stanowi faza podporu, a ponad połowę cyklu biegu stanowi faza przeniesienia. Taki rozkład procentowy faz chodu i biegu powoduje wystąpienie okresów podwójnego podparcia

(double stance) w trakcie chodu oraz podwójnego przenoszenia w trakcie biegu (double float) [85] (ryc. 3).



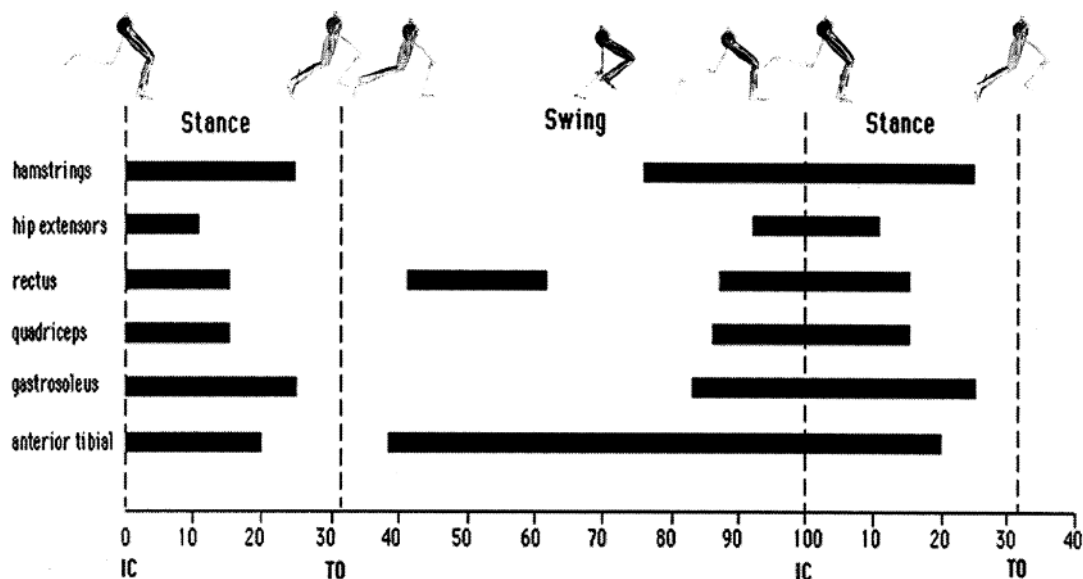
Ryc. 3. Cykl chodu i biegu [85]

Bieg wymaga lepszego wyważenia ciała w przestrzeni, ponieważ w jego cyklu nie występuje faza podwójnego podparcia. W całym cyklu biegu masa ciała opiera się na jednej kończynie dolnej lub całe ciało nie ma podparcia na podłożu. Długość czasu podwójnego przenoszenia wzrasta wraz ze wzrostem prędkości biegu. Mięśnie są zmuszone do generowania większej ilości energii w celu uniesienia masy całego ciała ponad podłoże. W momencie kontaktu stopy z podłożem narząd ruchu musi być zdolny do absorbowania energii będącej skutkiem lądowania na podłożu. W trakcie biegu, siły reakcji podłoża wzrastają do 250% masy ciała [66].

W biegu, na początku fazy podporu staw biodrowy jest zgięty do 50° w momencie kontaktu stopy z podłożem. Następnie staw biodrowy prostuje się w trakcie trwania fazy podporu, aż do osiągnięcia 10° wyprostowania w momencie odbicia z palucha. W trakcie fazy przenoszenia staw biodrowy zgina się maksymalnie do 55° . Staw kolanowy zgina się do 40° w momencie kontaktu stopy z podłożem, a następnie zgina się do 60° w fazie hamowania. Następnie staw kolanowy prostuje się o 20° , osiągając zakres zgięcia 40° w momencie odbicia z palucha. W trakcie fazy przenoszenia staw kolanowy osiąga maksymalne zgięcie wielkości 125° . Staw skokowy przyjmuje pozycję 10° zgięcia grzbietowego w momencie kontaktu stopy z podłożem, po czym gwałtownie się zwiększa do 25° zgięcia grzbietowego. Zgięcie podszwowe osiąga swój maksymalny zakres 25° w pierwszych sekundach fazy przenoszenia. W trakcie fazy przenoszenia kończyny dolne rotują się do wewnątrz i pozostają w takim ułożeniu w czasie kontaktu stopy z podłożem.

Stopa pronuje się w chwili kontaktu z podłożem. W fazie podporu, kończyna dolna podporowa rotuje się na zewnątrz w momencie kiedy przenoszona kończyna dolna przekroczy linię środkową ciała [85].

Poszczególne mięśnie kończyn dolnych aktywują się w odpowiednich okresach cyklu biegu. Mięsień pośladkowy wielki i średni aktywują się na początku fazy podporu oraz na końcu fazy przenoszenia. Naprężacz powięzi szerokiej jest aktywny od początku fazy podporu, na końcu fazy przenoszenia oraz pomiędzy wczesną i środkową fazą przenoszenia. Przywodziciel wielki jest aktywny przez około 25% cyklu biegu, od późnej fazy podporu do wczesnej fazy przenoszenia. Mięsień biodrowo-lędźwiowy jest aktywny w fazie przenoszenia, pomiędzy 35-tym a 60-tym procentem trwania cyklu biegu. Mięsień czworogłowy uda pracuje w funkcji ekscentrycznej w początkowej fazie podporu. Aktywność ta ma na celu kontrolę zgięcia stawu kolanowego w chwili hamowania uderzenia kończyny dolnej o podłoże. Mięsień czworogłowy uda pracuje koncentrycznie w końcowych 20% fazy przenoszenia. Mięśnie kulszowo-goleniowe są aktywne na początku fazy podporu, a także przez większość fazy przenoszenia. Ich funkcją w trakcie biegu jest wyprost stawu biodrowego oraz kokontrakcja stawu kolanowego w fazie ekscentrycznego hamowania. Mięsień trójgłowy łydki jest aktywny w 15% początkowej fazy podporu oraz 15% końcowej fazy przenoszenia. Mięsień piszczelowy przedni aktywny jest przez 73% całego cyklu biegu. Dla porównania, jego aktywność w trakcie cyklu chodu wynosi 53%. Aktywność mięśnia piszczelowego przedniego jest głównie koncentryczna oraz izometryczna i ma na celu zapewnienie odpowiedniego ustawienia stopy, tak aby możliwe było stabilne lądowanie [85] (ryc. 4).



Ryc. 4. Aktywność EMG mięśni kończyn dolnych w cyklu biegu [85]

Elphistone [27] opisała mechanizm transferu energii z obszaru kończyn dolnych i miednicy na wyżej położone części narządu ruchu w trakcie biegu. Zjawisko to zachodzi również w mechanizmie zstępującym, w kierunku od górnych do dolnych części ciała. Dzieje się tak pod wpływem ruchu przeciwwrotacji ciała. Ruch ten powoduje ciągle diagonalne naprężania i rozluźniania tkanek, co zapobiega koncentracji sił w jednym obszarze ciała, i tym samym umożliwia szeroki rozkład sił w całym ciele. Elphistone [27] tłumaczy, że dla prawidłowego funkcjonowania powyżej opisanego mechanizmu istotna jest zrównoważona praca struktur „centrum” ciała. W trakcie biegu najistotniejszy ruch zachodzi w płaszczyźnie strzałkowej. Jednak w prawidłowym wzorcu biegu bardzo ważną komponentą są poprzeczna oraz czołowa płaszczyzna ruchu.

W prawidłowym wzorcu biegu nie występuje kontakt pięty z podłożem. Najczęściej ma miejsce kontakt przodostopia z podłożem. Prawidłowy wzorzec biegu jest domeną biegaczy krótko- i średniodystansowych. Wielu biegaczy długodystansowych prezentuje technikę biegu, w której obecny jest kontakt pięty z podłożem [31]. W 2013 roku Cunningham i wsp. [24] sprawdzili, czy występują różnice w biomechanice biegu w zależności od pokonywanego dystansu. Prędkość biegu, z jaką biegacze są w stanie pokonać daną odległość, zależy od ilości pokonywanych kilometrów. Biegi sprinterskie ($\leq 1\text{km}$) i średniodystansowe (1-10km) charakteryzuje większa prędkość biegu w porównaniu do aktywności długodystansowych ($\geq 10\text{km}$). Badacze wykazali istotne

różnice w kinematyce biegu długodystansowego w porównaniu do biegów na krótszych dystansach. Różnice te obejmują: większy zakresu ruchu w stawach kolanowych, dłuższy czas kontaktu stóp z podłożem, większe oscylacje środka ciężkości ciała i krótszą długość kroku w trakcie biegu długodystansowego, w porównaniu do biegu na krótszych dystansach. Różnice te wynikają z konieczności maksymalnej ekonomizacji biegu przy zachowaniu jak największej prędkości w biegu długodystansowym. W biegach sprinterskich i krótkodystansowych generowana jest większa moc, mięśnie kończyn dolnych wykonują większą pracę, co umożliwia maksymalne wydłużenie fazy przenoszenia, a tym samym szybszy bieg [24].

1.5. Wzorce funkcjonalne i czynniki ryzyka urazu

Przymiotnik „funkcjonalny” oznacza „mający cel”. Wzorzec funkcjonalny jest ruchem lub sekwencją ruchów, które są zaprojektowane w określonym celu. Wzorzec funkcjonalny to nawykowy oraz wyuczony schemat ruchowy sterowany czynnością układu nerwowego [10].

Utrzymanie optymalnych warunków pracy ciała w trakcie aktywności to złożony proces, którego celem jest równowaga wszystkich struktur i segmentów ciała [17]. W ujęciu funkcjonalnym właściwa postawa charakteryzuje się brakiem bólu, normatywnym napięciem mięśniowym, zrównoważeniem mięśniowo-powięziowych łańcuchów kinematycznych i zharmonizowanym działaniem układu szkieletowego we wszystkich płaszczyznach [17]. Zaburzenie obecne w jednym fragmencie układu ruchu pozostaje w nieustannej zależności z pozostałymi częściami ciała. Zależności te nie są przypadkowe. Znając anatomię, fizjologię oraz biomechanikę ciała w statyce i dynamice możemy przypuszczać, w jaki sposób jeden segment wpływa na drugi. Organizm dążąc do zachowania optymalnej postawy ciała tworzy schematy i kompensacje pozwalające na funkcjonowanie w istniejącym układzie. Na przykładzie stawu biodrowego oznacza to, że jego specyficzna dla danej osoby morfologia, kształtująca się w ciągu całego życia, pozostaje w zależności do innych elementów układu ruchu. Szerokość szpary stawowej, nadbudowa kostna powstała w efekcie zwyrodnienia, stosunek elementów stawowych względem siebie hipotetycznie mogą wpływać na dystalne lub proksymalne segmenty ciała będące często obszarem uszkodzenia [89].

We współczesnej medycynie sportowej nadrzędnym celem jest kompleksowa diagnostyka umożliwiająca odkrycie przyczyny nawracających urazów lub ocena ryzyka ich wystąpienia u osób aktywnych fizycznie. Obecnie leczenie objawów jest domeną farmakologii, a to niestety predysponuje do wystąpienia podobnych problemów w przyszłości. Aby możliwa była kompleksowa diagnostyka konieczna jest znajomość połączeń oraz zależności mechaniki ciała człowieka. Fundamentalną kaskadę połączeń stanowi postawa ciała, którą postrzegamy po przez ustawienie tułowia, głowy i kończyn w przestrzeni w warunkach statycznych oraz dynamicznych [17]. Postawa ciała jest automatyczną i nieświadomą pozycją oraz reakcją ciała na działające siły grawitacji [17, 90].

Długodystansowe bieganie amatorskie jest często przyczyną urazów. Badania z 2015 roku wskazują na występowanie od 8 do 18 urazów narządu ruchu na każde 1000 godzin treningu biegowego [120]. Najczęściej występującymi urazami związanymi z treningiem biegowym są medial tibial stress syndrome (MTSS), zapalenie rozciągna podszwowego, tendinopatia ścięgna Achillesa, złamania zmęczeniowe oraz urazy stawu kolanowego [36]. Pomijając nieliczne urazy z innych obszarów ciała, znaczna większość obejmuje kończyny dolne. Można je podzielić na urazy z obszaru tkanek miękkich (mięśni, ścięgien i więzadeł) oraz na urazy kostne. Żaden z wymienionych powyżej urazów nie dotyczy bezpośrednio stawu biodrowego.

Najczęściej do urazów wśród biegaczy rekreacyjnych dochodzi w trzech podfazach cyklu biegu. Jest to: faza uderzenia stopą o podłoże (foot strike), faza środkowego podparcia (mid stance), faza odbicia z palucha (toe off). Niestety wielu biegaczy rozpoczyna kontakt stopy z podłożem od uderzenia piętą. Dzieje się tak w momencie, kiedy krok biegowy jest nadmiernie wydłużony, a kadencja zmniejszona. Wzorzec ten jest właściwy dla chodu. Ze względu na znacznie większe siły działające na narząd ruchu w trakcie biegu wzorzec ten jest nieprawidłowy i jego stosowanie może pociągać za sobą szereg konsekwencji. W trakcie uderzenia piętą o podłoże dochodzi do gwałtownego napięcia mięśnia czworogłowego uda. To napięcie generuje przeciążenie o wartości kilkukrotnie przekraczającej masę ciała biegacza w obszarze rzepki. Przeciążenie tego obszaru szybko prowadzi do wystąpienia schorzenia określanego „zespołem rzepkowo-udowym”. Taki stan pretenduje do zaistnienia ostrych i przewlekłych stanów zapalnych więzadła rzepki, ścięgna mięśnia czworogłowego i chondromalacji rzepki [9].

Kolejnym najczęstszym schorzeniem wśród biegaczy jest „zespół pasma biodrowo-piszczelowego”. Do urazu dochodzi w momencie, kiedy dolna część pasma biodrowo-piszczelowego ociera się o zewnętrzną część kości udowej. Czynnikiem ryzyka pojawienia się tego patomechanizmu jest zmniejszony zakres ruchu zgięcia stawu kolanowego w momencie kontaktu stopy z podłożem. Zakres ruchu zgięcia w mechanizmie urazu wynosi przeważnie między 20° a 30°. Najczęściej do „zespołu pasma biodrowo-piszczelowego” dochodzi u osób, których wzorzec biegowy charakteryzuje się długim krokiem, uderzeniem piety o podłoże, wolnym tempem oraz wykonywaniem częstych zbiegów w treningach. Wykazano, że prawidłowy wzorzec biegowy oraz prawidłowy stosunek siły mięśni obszaru stawu biodrowego może zapobiegać wystąpieniu „zespołu pasma biodrowo-piszczelowego” [9].

W środkowej części fazy podporu dochodzi do fizjologicznej pronacji stopy. Ruch ten ma na celu amortyzację lądowania z fazy podwójnego przenoszenia, prawidłowe przetoczenie stopy oraz dostosowanie powierzchni podparcia do nierówności terenu. Do zaistnienia fizjologicznej pronacji konieczny jest wydolny ekscentrycznie mięsień płaszczkowaty. Zaburzenie biomechaniki ruchu pronacji stopy w trakcie biegu powoduje przeciążenie mięśnia płaszczkowatego. Nadmiernie napięty i niewydolny mięsień płaszczkowaty jest przyczyną stanu zapalnego obszaru swojego przyczepu do kości piszczelowej. Ten uraz powoduje zespół objawów znany jako „shin splints” lub MTSS. W profilaktyce i leczeniu powyższych urazów zastosowanie ma wyłapanie zaburzeń biomechanicznych i funkcjonalnych powodujących nadmierną pronację stawu skokowego. Zaburzenia w morfologii stawu biodrowego oraz sile mięśni tego obszaru powodują koślawienie stawu kolanowego, co skutkuje możliwością pojawienia się objawów „zespołu pasma biodrowo-piszczelowego” oraz zwiększeniem fizjologicznej pronacji stawu skokowego [9].

Najczęstszą przyczyną urazu rozciągna podeszwowego, do którego dochodzi w fazie odbicia z palucha jest zbyt mocne odepchnięcie, spowodowane chęcią wygenerowania większej prędkości. Mechanizm ten jest przyczyną przeciążeń w obszarze mięśni łydki oraz ścięgna Achillesa. Sztywne ścięgna i mięśnie obszaru pięty powodują brak możliwości osiągnięcia koniecznego dla fizjologicznego biegu zgięcia grzbietowego stawu skokowego. W takiej sytuacji, pięta pozostaje uniesiona wysoko względem palców stopy w całym cyklu biegu. Jest to przyczyną zapalenia rozciągna podeszwowego [9].

1.6. Usytuowanie zagadnienia w dostępnej literaturze

Literatura przedmiotu wyraźnie wskazuje na wpływ dysfunkcji stawu biodrowego na występowanie urazów w innych częściach ciała [101]. Niewydolny aparat mięśniowo-więzadłowy obszaru stawu biodrowego, ograniczony zakres rotacji oraz obciążenia zewnętrzne są często przyczyną patologicznych zmian, bólu oraz zaburzeń funkcji proksymalnych i dystalnych części ciała [101]. Staw biodrowy jest elementem łączącym osiowy szkielet ciała człowieka z kończynami dolnymi. W jego obszarze siły napędowe z kończyn dolnych zostają przeniesione do poruszenia tułowiem w przestrzeni. Budowa stawu biodrowego dopuszcza osobniczą zmienność, jednak dla zachowania zdrowia i sprawności całego ciała, konieczne jest, aby morfologia stawu biodrowego zawierała się w przewidzianych normach [39]. Spośród stawów obwodowych, staw biodrowy najczęściej zostaje objęty zmianami zwyrodnieniowymi. Najczęstszą przyczyną ich powstawania są siły przeciążeniowe, które działają na staw na przestrzeni lat w skutek jego nieergonomicznego ustawienia lub używania [77]. Po analizie dostępnej literatury można wysnuć wniosek o potrzebie określenia relacji między morfologią stawu biodrowego a biomechaniką i funkcjonalnością układu ruchu biegaczy. Temat ten ma istotne znaczenie kliniczne w kontekście urazów, które są częstym ograniczeniem w treningu biegaczy, tym samym uniemożliwiając starty w zawodach. Konieczne jest poszerzenie wiedzy specjalistów w temacie istotności i kierunku wpływu zmian morfologicznych stawu biodrowego na ograniczenia funkcjonalne narządu ruchu oraz zaburzenia techniki biegu. Zarówno specjaliści jak i biegacze powinni być zaznajomieni z możliwymi konsekwencjami tych patologii, aby w odpowiednim momencie wychwycić zaburzenie i móc je leczyć.

2. CEL PRACY

Celem pracy była ocena wpływu zmian morfologicznych stawu biodrowego na zmienne biomechaniczne i funkcjonalne w obrębie narządu ruchu u długodystansowych biegaczy amatorów oraz określić, czy zaburzenia morfologii tego stawu mogą predysponować do występowania urazów narządu ruchu.

2.1. Pytania badawcze

- I. Czy zmiany morfologiczne stawu biodrowego u biegaczy mogą mieć istotny wpływ na występowanie zaburzeń w obrębie funkcjonalnych wzorców ruchowych?
- II. Czy zmiany morfologiczne stawu biodrowego u biegaczy mogą mieć istotny wpływ na siłę mięśni kończyn dolnych oraz na rozkład obciążenia stóp?
- III. Czy zaburzenia morfologii stawu biodrowego mogą być czynnikiem ryzyka wystąpienia urazów narządu ruchu u biegaczy?
- IV. Czy obciążenia stawów biodrowych wynikające z liczby przebieganych tygodniowo kilometrów mogą być dodatkowym czynnikiem ryzyka urazów narządu ruchu biegaczy?

2.2. Hipotezy badawcze

- I. Zmiany morfologiczne stawu biodrowego u biegaczy mogą mieć istotny wpływ na występowanie zaburzeń w obrębie funkcjonalnych wzorców ruchowych poprzez zaburzenie symetrii zakresów ruchu stawów, rozkładu masy ciała na kończyny dolne oraz rozkładu sił działających na różne elementy narządu ruchu.
- II. Zmiany morfologiczne stawu biodrowego u biegaczy mogą mieć istotny wpływ na siłę mięśni kończyn dolnych poprzez zaburzenie równowagi w wektorach działania sił. Zmiany morfologiczne stawu biodrowego mogą mieć istotny wpływ na rozkład obciążenia stóp poprzez asymetrię wzorców ruchowych i rozłożenia masy ciała na kończyny dolne.

- III. Zaburzenia morfologii stawu biodrowego powodując pogorszenie funkcjonalnych wzorców ruchowych, w tym wzorca biegu, mogą stanowić czynnik ryzyka wystąpienia urazów narządu ruchu.
- IV. Liczba przebieganych kilometrów powoduje zwiększenie obciążenia stawów biodrowych, poprzez serię sumujących się uderzeń kończyny dolnej o podłoże, co może stanowić dodatkowy czynnik ryzyka wystąpienia urazów narządu ruchu u biegaczy.

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. Osoby badane

W badaniach wzięło udział 67 mężczyzn w wieku od 30 do 50 lat (średnia wieku to $42,7 \pm 7,4$ lat) regularnie uprawiających biegi długodystansowe na poziomie amatorskim. Dystans przebieganych przez badanych tygodniowo kilometrów wynosił od 20 do 100 kilometrów (średnio $44,9 \text{ km} \pm 23,2 \text{ km}$). Badani byli członkami amatorskich grup biegowych, funkcjonujących na terenie województwa małopolskiego.

Badani zostali poinformowani o przebiegu badań i wyrazili pisemną zgodę na udział w projekcie.

Wstępna kwalifikacja przeprowadzona została z uwzględnieniem poniższych kryteriów włączenia do badań oraz wyłączenia z nich.

Kryteria włączania:

- wiek 30-50 lat,
- czynny trening biegowy o charakterze długodystansowym (w przedziale od 20 do 100 km tygodniowo) wykonywany co najmniej 3 razy w tygodniu po 45 minut,
- czynny udział w zorganizowanych imprezach biegowych (przynajmniej raz w roku),
- przynajmniej jeden epizod bólowy w obrębie układu narządu ruchu w ostatnich 3 latach,
- prawonożność.

Kryteria wyłączenia:

- występowanie wcześniejszych istotnych patologii stawu biodrowego, takich jak: choroba Perthesa, młodzieńcze złuszczenie głowy kości udowej lub jałowa martwica kości udowej,
- przebyty uraz stawu biodrowego, taki jak: złamanie panewki stawu biodrowego lub głowy kości udowej, zwicnięcie stawu biodrowego,

- inne schorzenia ogólne i choroby przewlekłe mogące wpływać na lokomocję i stan zdrowia badanych,
- brak zgody na udział w badaniu.

Zasadnicza kwalifikacja do projektu dokonana została przez lekarza ortopedę i obejmowała wywiad zdrowotny oraz diagnostykę kliniczną. Zakwalifikowani biegacze otrzymali skierowanie na badanie RTG stawów biodrowych, które zostało wykonane w projekcji A-P i osiowej. Wyznaczone zostały zmienne szerokości szpary stawowej w części środkowej i bocznej, odstęp OS, kąt alfa, kąt beta, kąt Wiberga oraz widoczne zmiany morfologiczne. Uzyskane wyniki umożliwiły podział badanych na dwie grupy. Do pierwszej grupy (FAI) zakwalifikowani zostali biegacze, u których w co najmniej jednym stawie biodrowym wykazano zmiany świadczące o obecności konfliktu panewkowo-udowego. Kryterium włączania do grupy FAI (z konfliktem panewkowo-udowym) był wyznaczony w badaniu RTG kąt alfa $>55^\circ$ (cam-FAI) i/lub kąt beta $<30^\circ$ (pincer-FAI) w jednym lub obu stawach biodrowych [73]. Do drugiej grupy (n-FAI) zakwalifikowani zostali biegacze, u których w obu stawach biodrowych nie zdiagnozowano zmian morfologicznych o typie konfliktu panewkowo-udowego. Kryterium włączania do grupy n-FAI (bez konfliktu panewkowo-udowego) był kąt alfa $<55^\circ$ i/lub kąt beta $>30^\circ$ i $<70^\circ$ w obu stawach biodrowych [73]. Podziału na grupy dokonano bez wiedzy badanych (próba zaślepienia) (tabela 1).

Tabela 1. Charakterystyka osób badanych

Zmienna	Grupa FAI n= 22 $\bar{x} \pm SD$	Grupa n-FAI n= 45 $\bar{x} \pm SD$
Wiek (lata)	38,55 \pm 7,45	39,52 \pm 8,5
Masa ciała (kg)	79,69 \pm 11,81	72,56 \pm 10,61
Wysokość ciała (cm)	177,61 \pm 5,77	175,85 \pm 8,75
Kilometraż tygodniowy (km)	49,21 \pm 28,44	42,93 \pm 16,75

Po zakwalifikowaniu badanych do grup FAI i n-FAI dokonano kolejnego podziału. W grupie FAI wyróżniono kończynę dolną zajęta konfliktem panewkowo-udowym oraz kończynę dolną niezajęta konfliktem panewkowo-udowym. W przypadkach, kiedy w stawach biodrowych obu kończyn dolnych zdiagnozowano zmiany morfologii, do grupy kończyny dolnej zajętej włączono kończynę dolną prawą.

W obrębie grupy n-FAI stworzono dwie podgrupy: dla kończyny dolnej prawej oraz dla kończyny dolnej lewej. Podgrupa kończyny dolnej prawej z grupy n-FAI stanowiła grupę kontrolną dla podgrupy zajętej kończyny dolnej z grupy FAI. Podgrupa kończyny dolnej lewej z grupy n-FAI stanowiła grupę kontrolną dla podgrupy niezajętej kończyny dolnej z grupy FAI.

3.2. Metodyka badań

Badania przeprowadzone zostały w Pracowni Biokinezyki Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie. Uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej na przeprowadzenie badań o numerze 175/KBL/OIL/2020, wydaną dnia 14 lipca 2020 roku. Badania przeprowadzone zostały zgodnie z Deklaracją Helsińską z 2013 roku [125].

Badani zadeklarowali się nie biegać do 24-u godzin przed rozpoczęciem badań.

3.2.1. Pomiary antropometryczne

Badanym wykonane zostały podstawowe pomiary antropometryczne wysokości i masy ciała oraz pomiary względnych długości kończyn dolnych. Wysokość ciała została zmierzona za pomocą antropometru, masa ciała za pomocą wagi elektronicznej, a długość kończyn dolnych za pomocą taśmy antropometrycznej. Masa ciała została uwzględniona przy pomiarach dokonywanych na platformie FOOTSCAN, a długość względna kończyn dolnych była niezbędna do obliczenia wyników testu Y-Balance.

3.2.2. Pomiary zakresów ruchu w stawach biodrowych

Wyznaczone zostały czynne zakresy ruchu w stawach biodrowych w płaszczyźnie rotacyjnej. Zakresy ruchu zostały zmierzone za pomocą elektronicznego goniometru BOSH. Pozycje wyjściowe, sposób ułożenia goniometru oraz procedura wykonania pomiaru została przeprowadzona według typowych standardów przewidzianych dla badania ortopedycznego, w pozycji siedzącej (zgięcie stawów biodrowych do 90°),

z udem podpartym na leżance i podudziem swobodnie zwisającym z krawędzi leżanki [48]. Dla osób w wieku od 30 do 60 lat wartości referencyjne zakresów ruchów zmierzone w płaszczyźnie rotacyjnej określone są poprzez normy: R 35° – 0° – 35° [48]. Podczas ruchu czynnego testowane są wszystkie okoliczne struktury odpowiedzialne za dany ruch (wymagana jest stabilizacja, aby nie dochodziło do kompensacji z innych odcinków ciała). W efekcie istniejących zmian morfologicznych stawu biodrowego, zgodnie z wzorcem torebkowym w pierwszej kolejności ograniczony zostaje ruch rotacji wewnętrznej [48].

3.2.3. Flamingo Balance Test

Do oceny równowagi statycznej wykorzystano zmodyfikowaną wersję “Flamingo Balance Test” – który stanowi pierwszą próbę z baterii testu EUROFIT. Zadaniem badanych było utrzymanie pionowej pozycji ciała w czasie stania na jednej kończynie dolnej na specjalnie do tego celu przygotowanej drewnianej belce o wymiarach: 50 cm długości, 4 cm wysokości i 3 cm szerokości. Aby zapewnić stabilność, belka umieszczona była na dwóch poprzecznych podstawach o wymiarach 30 cm długości każda. Badane osoby stawały bosą stopą na belce. Kończyna dolna badana jest kończyną, na której opiera się masa ciała. Aby przyjąć odpowiednią pozycję wyjściową, badani mogli się podtrzymać za ramię osoby asekurującej. Celem testu było utrzymanie jak najdłużej równowagi stojąc jedno nogą na belce; każda badana osoba miała trzy szanse, z czego do karty badań, został zapisany jedynie najlepszy wynik. Rozpoczęcie próby stanowiło oderwanie podpierającej stopy od podłoża, z kolei o jej zakończeniu decydowała utrata równowagi i podparcie się o podłoże jakkolwiek częścią ciała. Czas mierzono posługując się stoperem, wyniki zapisano z dokładnością do 0,01 s [115]. Rycina 5 przedstawia schemat przeprowadzanej próby testu (ryc. 5).



Ryc. 5. Flamingo Balance Test (źródło własne)

3.2.4. Y-Balance Test

Y-Balance Test jest modyfikacją tzw. testu „gwiazdy” (ang. Star Excursion Balance Test - SEBT). Test ten służy do pomiaru funkcjonalnej stabilności posturalnej, zdolności utrzymania równowagi w warunkach dynamicznych oraz może być wykorzystany do oceny ryzyka wystąpienia urazu [12]. Przed przystąpieniem do wykonania testu wykonano diagnozę lateralizacji, czyli określono u badanych dominującą kończynę dolną przy użyciu testu „step forward”, polegającym na maksymalnym pochyleniu ciała w przód do czasu utraty równowagi. Kończynę wysuniętą w przód jako pierwszą podczas utraty równowagi uznano za dominującą [120]. Do przeprowadzenia YBT użyto specjalnie skonstruowanego przyrządu Y-Balance Test Kit. Urządzenie to składa się z centralnej plastikowej płytki oraz trzech, przymocowanych do niej rur usytuowanych w kierunku przednim, tylnoprzysiodkowym i tylnobocznym. Kąt utworzony między przednią rurą a tylnymi rurami wynosi 135° , natomiast między obiema tylnymi rurami wynosi 90° . Na każdej z rur umieszczona jest miarka, ze skalą o dokładności 0,5 cm [62]. Badani, podczas stania jedno nogą na badanej kończynie dolnej w centralnym miejscu na przyrządzie mieli za zadanie przesunąć jak najdalej wskaźnik kończyną dolną przeciwną do podporowej, w trzech po kolei następujących kierunkach: przednim (anterior), tylnoprzysiodkowym (posteriomedial) i tylnobocznym (posteriolateral). Kończyna dolna badana jest kończyną, na której opiera się masa ciała (ryc. 6).

Uzyskane wyniki zapisano na karcie badań, a następnie zestawiono maksymalny wynik uzyskanej długości wypadu w każdym w trzech kierunków w momencie stania na jednej kończynie dolnej z jej długością względną, korzystając ze wzoru opracowanego przez Plisky'ego i wsp. [95]:

$$\text{MAX}_D (\%) = [\text{EL} / \text{LL}] \times 100,$$

gdzie:

$\text{MAX}_D (\%)$ – maksymalny dystans przesunięcia w jednym kierunku w %,

EL – odległość przesunięcia w jednym kierunku,

LL – długość względną kończyny dolnej.

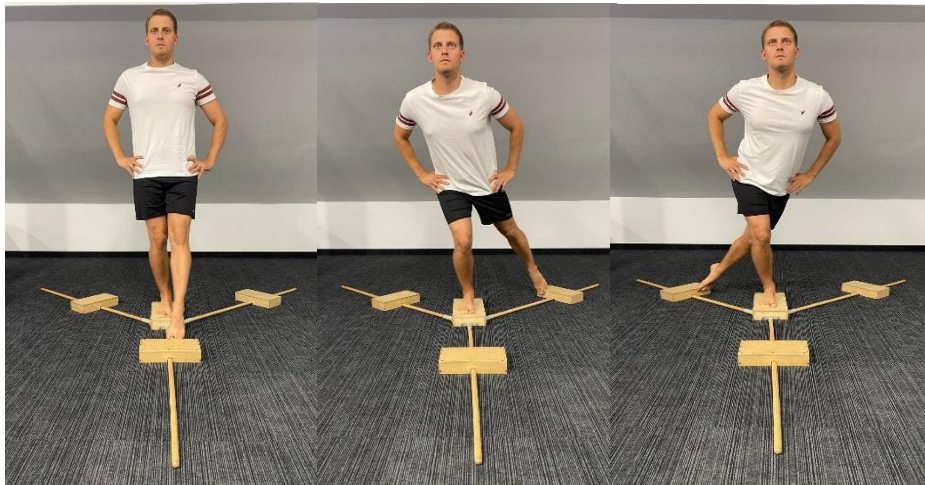
Następnie obliczono globalny wynik YBT dla prawej i lewej kończyny dolnej, stosując wzór [95]:

$$\text{YBT-CS} (\%) = [(\text{AN} + \text{PM} + \text{PL}) / (\text{LL} \times 3)] \times 100,$$

gdzie:

YBT-CS (%) – globalny wynik uzyskany w YBT,

AN – przesunięcie kończyną dolną w kierunku przednim.



Ryc. 6. Y-Balance Test (źródło własne)

3.2.5. Test Functional Movement Screen (FMS)

Test Functional Movement Screen (FMS) składa się z 7 podstawowych testów oceniających funkcjonalne wzorce ruchowe. Każdy z testów punktowany jest w czterostopniowej skali, a do ich wykonania potrzebna jest podstawa (5cm × 15cm × 150 cm), drążek, dwie poprzeczki oraz guma. Testy te oceniają mobilność w stawach kończyn dolnych, elastyczność mięśni, stabilizację, koordynację i umiejętność zachowania równowagi [57]. Do testu FMS włączają się następujące próby:

1. Głęboki przysiad (deep squat) (ryc. 7) ,
2. Przeniesienie kończyny dolnej nad płotkiem (hurdle step) (ryc. 8),
3. Przysiad w wykroku (in-line lunge) (ryc. 9),
4. Ruchomość obręczy barkowej (shoulder mobility) (ryc. 10),
5. Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej (active straight leg raise) (ryc. 11),
6. Ugięcie ramion w podporze (trunk stability push-up) (ryc. 12),
7. Stabilność rotacyjna tułowia (rotational stability) (ryc. 13).

Każda badana osoba powtarzała każdą z prób trzy razy. Do karty badań wpisywano wynik najlepszej próby. Podczas każdej z prób obserwowano ruchy badanego zarówno w płaszczyźnie strzałkowej jak i w czołowej, a każda z wyżej wymienionych prób oceniana była w skali od 0 do 3, gdzie [23]:

- 3 pkt uzyskiwało się w przypadku prawidłowo wykonanej próby bez pojawienia się wzorców kompensacyjnych.
- 2 pkt uzyskiwało się za prawidłowe wykonanie próby, jednak z występującymi wzorcami kompensacyjnymi,
- 1 pkt oznaczał niemożność wykonania próby,
- 0 pkt przyznawano, gdy w trakcie wykonywania próby występował ból.



Ryc. 7. Głęboki przysiad (źródło własne)



Ryc. 8. Przeniesienie kończyny dolnej nad płotkiem (źródło własne)



Ryc. 9. Przysiad w wykroku (źródło własne)



Ryc. 10. Ruchomość obręczy barkowej (źródło własne)



Ryc. 11. Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej (źródło własne)



Ryc. 12. Ugięcie ramion w podporze (źródło własne)



Ryc. 13. Stabilność rotacyjna tułowia (źródło własne)

3.2.6. Rozkład obciążenia stóp uzyskany za pomocą platformy FOOTSCAN 7.111 (RSscan International NV)

Platforma FOOTSCAN pozwala na pomiar nacisku, który wywierają stopy na podłoże w pozycji statycznej oraz w dynamice. Uzyskane za pomocą badania zmienne obrazują nacisk stóp na podłoże oraz trajektorię rozkładu sił w trakcie każdej z dynamicznych prób. Badanym wykonany został pomiar w statyce (pozycji stojącej) oraz w dynamice (biegu). Pomiar w warunkach dynamicznych był dokonywany u badanych biegnących boso i w najczęściej używanym obuwiu w trakcie biegu na specjalnie do tego celu przygotowanej ścieżce, pośrodku której znajdowała się platforma skanująca. Zapisu dokonano jednorazowo dla pozycji statycznej boso, jednorazowo dla pozycji statycznej w obuwiu, trzykrotnie dla biegu boso oraz trzykrotnie dla biegu w obuwiu (ryc. 14). Wielokrotność prób biegowych pozwoliła na wyznaczenie średniej z kilku pomiarów – miało to na celu jak największe przybliżenie wartości uzyskanych zmiennych do tych uzyskiwanych podczas biegu odbywanego w warunkach treningowych [125].



Ryc. 14. Pomiar rozkładu obciążenia stóp podczas biegu (źródło własne)

3.2.7. Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy użyciu urządzenia BIODEX S4 (Biodex Medical System)

Pomiar siły, pracy i mocy w warunkach izokinetycznych wykonany został dla trzech prędkości: 60 (5 powtórzeń), 180 (15 powtórzeń) oraz 300 (20 powtórzeń) stopni na sekundę [26] (ryc. 15). Badanie wykonano w pozycji siedzącej zgodnie z przyjętą w literaturze procedurą [3].



Ryc. 15. Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych (źródło własne)

3.3. Analiza statystyczna

Opracowanie statystyczne wykonano przy użyciu programu STATISTICA 12.0 PL. W zależności od skali pomiarowej ocenianej zmiennej, dane przedstawione zostały w postaci średnich (\bar{x}) i odchyłeń standardowych (SD) lub mediany (Me) i połowy rozstępu kwartyłowego (IQR/2). Normalność rozkładu zmiennych sprawdzono testem Shapiro-Wilka.

W celu oceny istotności różnic badanych zmiennych zastosowano test t-Studenta [T]. W przypadku, gdy rozkład badanych zmiennych odbiegał od rozkładu normalnego wykorzystano test U Manna-Whitneya [U]. Różnice uznawano za statystycznie istotne, jeżeli poziom prawdopodobieństwa testowego był niższy od założonego poziomu istotności ($p \leq 0,05$). Przyjęto dwa poziomy statystycznej istotności wyników: pierwszą na poziomie $p \leq 0,05$ oraz drugą na poziomie $p \leq 0,01$.

4. WYNIKI

Wyniki podzielone zostały na dwie części. Pierwsza część zawiera analizę wyników ze względu na występowanie zmian morfologicznych stawu biodrowego. Druga część zawiera analizę wyników ze względu na liczbę kilometrów pokonywany tygodniowo przez osoby badane.

4.1. Zmiany morfologiczne stawu biodrowego

Na potrzeby analizy dokonano podziału wyników badanych na dwie grupy. W pierwszej grupie (FAI) zebrano wyniki biegaczy, u których zdiagnozowano zmiany morfologiczne stawu biodrowego. W drugiej grupie (n-FAI) zebrano wyniki biegaczy, u których nie zdiagnozowano zmian morfologicznych stawu biodrowego.

4.1.1. Zakresy ruchu w stawach biodrowych w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice między grupami w zakresie ruchu rotacji wewnętrznej stawu biodrowego. Różnice te odnotowano w wartościach po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Zakres rotacji wewnętrznej w obu kończynach dolnych jest mniejszy w grupie osób ze zmianami morfologicznymi stawu biodrowego. Zakres rotacji wewnętrznej po stronie kończyny dolnej zajętej jest średnio o $7,72^\circ$ mniejszy w grupie FAI. Zakres rotacji wewnętrznej po stronie kończyny dolnej niezajętej jest średnio o $5,06^\circ$ mniejszy w grupie FAI. Nie zaobserwowano istotnych różnic w zakresie ruchu rotacji zewnętrznej stawu biodrowego w obu kończynach dolnych (tabela 2).

Tabela 2. Wartości zakresu rotacji w stawach biodrowych w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Rotacja wewnętrzna prawa (zajęta)[°]	FAI	25,64	14	41	6,58	p=0,0001**	T
	n-FAI	33,36	18	55	7,52		
Rotacja wewnętrzna lewa (niezajęta)[°]	FAI	28,36	19	40	5,35	p=0,0021**	T
	n-FAI	33,42	19	46	6,39		
Rotacja zewnętrzna prawa (zajęta) [°]	FAI	30,18	19	47	8,03	p=0,8517	U
	n-FAI	29,82	17	50	6,57		
Rotacja zewnętrzna lewa (niezajęta)[°]	FAI	28,45	20	46	6,81	p=0,8647	T
	n-FAI	28,73	18	46	5,98		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.1.2. Flamingo Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę między grupami w wartości Flamingo Balance Test po stronie kończyny dolnej zajętej. Gorszy wynik testu odnotowano w grupie biegaczy, u których zdiagnozowano zmiany morfologiczne stawu biodrowego. Gorszy wynik zaobserwowano również u biegaczy z FAI po stronie niezajętej kończyny dolnej. Różnica wartości osiąganych przez niezajętą kończynę dolną jest bliska istotności statystycznej i wynosi niewiele ponad 0,05. Średni wynik testu w grupie FAI jest o 23,52 sekund niższy w porównaniu do grupy n-FAI po stronie zajętej kończyny dolnej i o 14,56 sekundy niższy po stronie niezajętej (tabela 3).

Tabela 3. Wartości Flamingo Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Flamingo Balance Test prawa (zajęta)[s]	FAI	37,75	2,25	175,85	47,17	p=0,0349*	U
	n-FAI	61,27	5,38	424,69	76,48		
Flamingo Balance Test lewa (niezajęta)[s]	FAI	42,58	2,84	242,10	61,08	p=0,0521	U
	n-FAI	57,14	6,53	372,10	69,39		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.1.3. Y-Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice między grupami w wartościach Y-Balance Test w kierunku przyśrodkowym oraz w wyniku globalnym po stronie kończyny dolnej zajętej. Gorsze wyniki testu odnotowano w grupie biegaczy, u których zdiagnozowano zmiany morfologii stawu biodrowego. Średni wynik testu w kierunku przyśrodkowy w grupie FAI po stronie zajętej jest o 7% niższy w porównaniu do wyniku grupy n-FAI. Średni wynik globalny w grupie FAI po stronie zajętej jest o 5,12% niższy w porównaniu do wyniku grupy n-FAI (tabela 4).

Tabela 4. Wartości Y-Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Y-Balance Test kierunek przedni prawa (zajęta)[%]	FAI	68,14	53,60	102,24	10,67	p=0,0887	U
	n-FAI	71,38	55,05	87,62	6,47		
Y-Balance Test kierunek przedni lewa (niezajęta)[%]	FAI	68,03	53,93	97,75	9,83	p=0,0747	U
	n-FAI	70,65	53,93	84,88	7,16		
Y-Balance Test kierunek boczny prawa (zajęta)[%]	FAI	103,02	85,71	135,95	12,18	p=0,0644	T
	n-FAI	108,14	88,29	136,26	9,53		
Y-Balance Test kierunek boczny lewa (niezajęta)[%]	FAI	106,57	88,57	134,83	9,92	p 0,3678	T
	n-FAI	108,85	84,04	131,86	9,58		
Y-Balance Test kierunek przyśrodkowy prawa (zajęta)[%]	FAI	100,34	84,53	123,59	9,84	p=0,0075**	T
	n-FAI	107,34	84,04	130,76	9,70		
Y-Balance Test kierunek przyśrodkowy lewa (niezajęta)[%]	FAI	102,84	87,35	126,96	10,68	p=0,1061	T
	n-FAI	107,00	86,17	134,06	9,27		
Y-Balance Test wynik globalny prawa (zajęta)[%]	FAI	90,50	75,60	120,59	9,56	p=0,0071**	U
	n-FAI	95,62	77,30	112,82	7,43		
Y-Balance Test wynik globalny lewa (niezajęta)[%]	FAI	92,48	79,36	119,85	8,91	p=0,1463	T
	n-FAI	95,50	78,014	111,35	7,36		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.1.4. Functional Movement Screen w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice między grupami FAI i n-FAI w wartościach testu FMS we wzorcu „przysiada w wykroku” po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej oraz w wyniku zbiorczym FMS. Gorszy wynik testu odnotowano w grupie biegaczy, u których zdiagnozowano zmiany morfologii stawu biodrowego. W obu kończynach badani z grupy FAI osiągnęli wynik średnio o 0,5 pkt gorszy (w skali 0-3) od badanych z grupy n-FAI. W grupie FAI odnotowano gorszy o 1,26 pkt wynik zbiorczy testu FMS w porównaniu do wyniku grupy n-FAI (w skali 0-21 pkt) (tabela 5).

Tabela 5. Wartości FMS w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Mediana	Dolny kwartył	Górny kwartył	Odchylenie kwartylnie	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Głęboki przysiad [pkt]	FAI	2	1	3	1	p=0,2537	U
	n-FAI	2	2	3	0,5		
Przeniesienie kończyny dolnej nad płotkiem prawa (zajęta) [pkt]	FAI	2	2	3	0,5	p=0,3297	U
	n-FAI	2	2	3	0,5		
Przeniesienie kończyny dolnej nad płotkiem lewa (niezajęta) [pkt]	FAI	2	2	3	0,5	p=0,3466	U
	n-FAI	2	2	3	0,5		
Przysiad w wykroku prawa (zajęta) [pkt]	FAI	2	1	3	1	p=0,0253*	U
	n-FAI	3	2	3	0,5		
Przysiad w wykroku lewa (niezajęta) [pkt]	FAI	2	1	3	1	p=0,0267*	U
	n-FAI	3	2	3	0,5		
Ruchomość obręczy barkowej [pkt]	FAI	2,5	1	3	1	p=0,5216	U
	n-FAI	3	2	3	0,5		
Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej prawa (zajęta) [pkt]	FAI	2	1	2	0,5	p=0,4506	U
	n-FAI	2	2	3	0,5		
Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej lewa (niezajęta) [pkt]	FAI	2	2	3	0,5	p=0,4387	U
	n-FAI	2	2	3	0,5		
Ugięcie ramion w podporze [pkt]	FAI	3	2	3	0,5	p=0,4833	U
	n-FAI	3	2	3	0,5		

Stabilność rotacyjna tułowia prawa (zajęta) [pkt]	FAI	2,5	2	3	0,5	p=0,1401	U
	n-FAI	3	2	3	0,5		
Stabilność rotacyjna tułowia lewa (niezajęta) [pkt]	FAI	3	2	3	0,5	p=0,5391	U
	n-FAI	3	2	3	0,5		
Wynik zbiorczy Functional Movement Screen [pkt]	FAI	15	14	18	2	p=0,0493*	T
	n-FAI	17	15	18	1,5		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.1.5. Rozkład obciążenia stóp w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Wyniki rozkładu obciążenia stóp analizowane są rozdzielnie dla wartości z pomiarów podczas biegu boso oraz w obuwiu biegowym (tabela 6 i 7).

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice między grupami w maksymalnej sile reakcji w strefie przyśrodkowej pięty po stronie kończyny dolnej niezajętej podczas biegu boso. Powyższa zmienna przyjmuje średnio o 20 N wyższe wartości w grupie FAI w porównaniu do grupy n-FAI. Zauważalna jest różnica międzygrupowa w maksymalnej sile reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia kończyny dolnej niezajętej. Wartości siły reakcji w tej strefie są średnio o 16,58 N wyższe w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Różnica ta jest bliska osiągnięcia istotności statystycznej, bowiem obliczone p wynosi 0,068. W grupie FAI obserwujemy wyższą maksymalną siłę reakcji w przyśrodkowych strefach stopy kończyny dolnej niezajętej w porównaniu do grupy n-FAI (tabela 6).

Tabela 6. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu boso w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia kończyny prawej (zajęta) boso [N]	FAI	63,45	21,01	188,33	38,35	p=0,1907	U
	n-FAI	52,58	10,23	160,68	31,83		

Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia kończyny lewej (niezajęta) boso [N]	FAI	51,78	8,91	161,02	36,11	p=0,0684	U
	n-FAI	35,20	1,65	85,22	21,28		
Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia prawej (zajęta) boso [N]	FAI	37,31	9,84	159,49	33,34	p=0,2825	U
	n-FAI	26,58	0,00	58,27	15,49		
Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia lewej (niezajęta) boso [N]	FAI	50,76	11,84	128,90	28,68	p=0,2481	U
	n-FAI	45,61	5,25	165,60	34,01		
Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej piąty prawej (zajęta) boso [N]	FAI	52,82	0,00	194,70	41,12	p=0,2071	U
	n-FAI	44,82	0,00	178,85	45,19		
Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej piąty lewej (niezajęta) boso [N]	FAI	56,92	0,66	123,88	38,02	p=0,0431*	U
	n-FAI	36,93	0,00	167,54	34,96		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej piąty prawej (zajęta) boso [N]	FAI	43,43	0,00	167,24	34,89	p=0,2564	U
	n-FAI	40,09	0,00	170,04	44,31		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej piąty lewej (niezajęta) boso [N]	FAI	50,02	0,00	173,08	38,84	p=0,0826	U
	n-FAI	36,64	0,00	175,98	37,59		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha prawego (zajęta) boso [N]	FAI	45,37	9,16	129,84	31,71	p=0,1591	U
	n-FAI	34,86	3,96	118,51	25,70		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha lewego (niezajęta) boso [N]	FAI	41,05	8,01	96,81	21,92	p=0,2427	U
	n-FAI	34,34	8,54	84,65	19,45		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice między grupami w maksymalnej sile reakcji w strefie przyśrodkowej i bocznej pięty po stronie kończyny dolnej niezajętej podczas biegu w obuwiu. Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej pięty przyjmuje średnio o 30,70 N wyższe wartości w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej pięty przyjmuje średnio o 32,23 N wyższe wartości w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zauważalna jest różnica międzygrupowa w maksymalnej sile reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia kończyny dolnej niezajętej. Wartości siły w tej strefie są średnio o 14,61 N wyższe w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Różnica ta jest bliska osiągnięcia istotności statystycznej ($p=0,059$) (tabela 7).

Różnica średnich maksymalnej siły reakcji w strefie przyśrodkowej i bocznej pięty oraz w strefie pierwszej kości śródstopia jest większa dla wartości uzyskanych podczas biegu w obuwiu niż podczas biegu boso (tabela 6 i 7).

Tabela 7. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu w obuwiu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia prawej (zajęta) obuwiu [N]	FAI	62,40	14,85	189,63	42,28	p=0,0978	U
	n-FAI	45,70	0,00	152,19	33,73		
Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia lewej (niezajęta) obuwiu [N]	FAI	44,89	14,62	151,14	34,25	p =0,0589	U
	n-FAI	30,28	3,78	90,00	21,64		
Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia prawej (zajęta) obuwiu [N]	FAI	32,96	8,25	102,10	23,08	p=0,4348	U
	n-FAI	27,22	4,28	60,40	15,07		
Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia lewej (niezajęta) obuwiu [N]	FAI	48,88	6,292	190,71	40,62	p=0,4668	U
	n-FAI	37,02	6,60	74,85	19,64		
Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej pięty prawej (zajęta) obuwiu [N]	FAI	68,31	4,21	369,13	78,45	p=0,0769	U
	n-FAI	40,96	0,00	196,96	37,01		

Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej pięty lewej (niezajęta) obuwi [N]	FAI	63,09	0,68	355,99	74,15	p=0,0205*	U
	n-FAI	32,39	0,00	154,90	29,81		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej pięty prawej (zajęta) obuwi [N]	FAI	49,20	3,19	168,01	37,72	p=0,0747	U
	n-FAI	35,88	0,00	125,45	33,92		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej pięty lewej (niezajęta) obuwi [N]	FAI	61,05	1,21	404,25	84,36	p=0,0311*	U
	n-FAI	28,82	0,00	91,48	24,45		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha prawego (zajęta) obuwi [N]	FAI	28,93	0,00	178,56	37,25	p=0,3604	U
	n-FAI	20,44	0,00	135,76	22,59		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha lewego (niezajęta) obuwi [N]	FAI	27,17	0,00	93,36	26,62	p=0,3604	U
	n-FAI	20,93	0,00	82,57	17,23		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.1.6. Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Pomiary siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przeprowadzone zostały dla trzech prędkości: 60°/s, 180°/s, 300°/s. W poniższych podrozdziałach przedstawiono wyniki dla każdej z prędkości.

4.1.6.1. Prędkość 60°/s

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach szczytowego momentu siły mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 25,75 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 19,49 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach pracy całkowitej mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 133,65 J wyższe wartości w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach średniej mocy mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 16,92 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej

zajętej oraz o 13,90 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI (tabela 8).

Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę w wartościach szczytowego momentu siły mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej niezajętej. Po stronie kończyny dolnej zajętej różnica średnich jest bliska istotności statystycznej. Powyższa zmienna osiąga o 14,34 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 14,39 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach pracy całkowitej mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 81,99 J wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 117,80 J wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach średniej mocy mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 8,81 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 12,57 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI (tabela 8).

Międzygrupowe porównania zmiennych siły izokinetycznej (przy prędkości 60°/s) mięśni zginaczy stawu kolanowego wykazują więcej istotnych różnic niż w przypadku mięśni prostowników stawu kolanowego. Nie zaobserwowano istotnej różnicy wartości stosunku agonistów do antagonistów (tabela 8).

Tabela 8. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego zmierzonych w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°/s w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 60 prawa (zajęta)	FAI	183,92	101,60	296,60	47,20	p=0,0134*	T
	n-FAI	157,85	82,00	223,00	35,06		
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 60 lewa (niezajęta)	FAI	173,56	123,10	272,50	38,85	p=0,0367*	U
	n-FAI	154,07	91,20	241,20	36,47		

Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 60 prawa (zajęta)	FAI	70,68	57,00	90,00	9,29	p=0,2187	T
	n-FAI	73,62	48,00	91,00	9,00		
Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 60 lewa (niezajęta)	FAI	66,91	56,00	87,00	9,40	p=0,1999	U
	n-FAI	63,00	48,00	80,00	7,69		
Praca całkowita [J] wyprost 60 prawa (zajęta)	FAI	1026,08	548,80	1548,70	271,77	p=0,1008	T
	n-FAI	914,66	423,20	1467,60	250,05		
Praca całkowita [J] wyprost 60 lewa (niezajęta)	FAI	1030,50	708,30	1400,40	216,77	p=0,0235*	T
	n-FAI	896,85	478,00	1409,80	223,77		
Średnia moc [W] wyprost 60 prawa (zajęta)	FAI	116,15	56,30	193,40	32,59	p=0,0198*	T
	n-FAI	99,23	48,60	146,60	24,22		
Średnia moc [W] wyprost 60 lewa (niezajęta)	FAI	111,80	79,00	163,60	24,54	p=0,0267*	T
	n-FAI	97,90	55,90	168,40	23,08		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 60 prawa (zajęta)	FAI	90,91	61,90	177,80	27,84	p=0,0589	U
	n-FAI	76,57	43,70	121,90	20,11		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	FAI	86,70	55,90	127,80	19,29	p=0,0056**	U
	n-FAI	72,31	38,70	157,70	23,13		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 60 prawa (zajęta)	FAI	65,41	44,00	88,00	14,60	p=0,0639	T
	n-FAI	57,60	31,00	92,00	16,51		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	FAI	53,95	28,00	80,00	16,09	p=0,3818	U
	n-FAI	49,91	22,00	84,00	17,25		
Praca całkowita [J] zgięcie 60 prawa (zajęta)	FAI	560,86	334,70	1030,70	173,06	p=0,0487*	T
	n-FAI	478,87	223,20	880,00	148,53		
Praca całkowita [J] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	FAI	573,61	316,40	972,30	167,38	p=0,0032**	T
	n-FAI	455,81	215,90	771,50	137,80		
Średnia moc [W] zgięcie 60 prawa (zajęta)	FAI	58,77	32,80	89,10	16,56	p=0,0313*	T
	n-FAI	49,96	24,70	83,00	14,79		
Średnia moc [W] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	FAI	58,50	37,90	98,30	16,18	p=0,0017**	T
	n-FAI	45,93	24,70	75,60	14,01		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 60 prawa (zajęta)	FAI	50,48	31,60	83,30	12,50	p=0,4707	T
	n-FAI	48,67	32,90	66,30	7,83		

Stosunek agonistów do antagonistów [%] 60 lewa (niezajęta)	FAI	50,90	34,50	75,90	10,38	p=0,0815	U
	n-FAI	46,95	30,90	85,80	9,82		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.1.6.2. Prędkość 180°/s

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach szczytowego momentu siły mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 16,76 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 14,09 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach średniej mocy mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 23,92 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 25,26 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI (tabela 9).

Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę w wartościach szczytowego momentu siły mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 10,18 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 13,56 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach pracy całkowitej mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 136,91 J wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 174,8 J wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach średniej mocy mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 13,52 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 17,55 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę w wartości kąta szczytowego momentu siły zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 8,54° wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI w porównaniu do grupy n-FAI (tabela 9).

Międzygrupowe porównania siły izokinetycznej (przy prędkości 180°/s) mięśni zginaczy stawu kolanowego wykazują więcej istotnych różnic w stosunku do siły izokinetycznej mięśni prostowników stawu kolanowego. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę wartości stosunku agonistów do antagonistów (tabela 9).

Różnice wartości zmiennych przy prędkości 180°/s wykazują większą istotność niż różnice wartości tych samych zmiennych przy prędkości 60°/s i 300°/s (tabela 8, tabela 9, tabela 10).

Tabela 9. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°/s w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 180 prawa (zajęta)	FAI	115,40	69,00	177,60	27,74	p=0,0114*	T
	n-FAI	98,64	54,40	151,30	23,18		
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 180 lewa (niezajęta)	FAI	111,69	73,70	174,40	25,67	p=0,0323*	T
	n-FAI	97,60	53,80	160,10	24,29		
Kąt szczytowego momentu siły [°]wyprost 180 prawa (zajęta)	FAI	67,18	48,00	110,00	12,63	p=0,1953	U
	n-FAI	69,64	52,00	113,00	10,07		
Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 180 lewa (niezajęta)	FAI	62,18	51,00	81,00	8,81	p=0,1383	U
	n-FAI	59,04	41,00	101,00	10,08		
Praca całkowita [J] wyprost 180 prawa (zajęta)	FAI	1935,03	934,70	2974,60	520,27	p=0,0624	T
	n-FAI	1694,37	877,20	2723,20	471,67		
Praca całkowita [J] wyprost 180 lewa (niezajęta)	FAI	1940,06	1137,90	3167,00	516,83	p=0,0839	T
	n-FAI	1715,84	931,30	2744,00	478,12		
Średnia moc [W] wyprost 180 prawa (zajęta)	FAI	179,46	81,30	276,20	48,71	p=0,0354*	T
	n-FAI	155,54	92,30	235,20	39,65		
Średnia moc [W] wyprost 180 lewa (niezajęta)	FAI	179,40	108,20	278,80	47,24	p=0,0248*	T
	n-FAI	154,14	87,30	244,60	39,64		

Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 180 prawa (zajęta)	FAI	60,46	40,50	92,20	15,03	p=0,0062**	T
	n-FAI	50,28	25,90	76,90	13,23		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	FAI	60,80	40,70	95,30	14,92	p=0,0014**	U
	n-FAI	47,24	24,40	85,20	14,57		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 180 prawa (zajęta)	FAI	63,64	18,00	91,00	18,50	p=0,3539	T
	n-FAI	67,84	33,00	119,00	16,72		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	FAI	63,14	32,00	94,00	14,98	p=0,0431*	T
	n-FAI	54,60	12,00	80,00	16,32		
Praca całkowita [J] zgięcie 180 prawa (zajęta)	FAI	940,13	464,50	1551,50	261,18	p=0,0368*	T
	n-FAI	803,22	425,70	1347,40	239,79		
Praca całkowita [J] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	FAI	954,00	327,80	1622,70	298,11	p=0,0162*	T
	n-FAI	779,20	406,90	1421,70	258,96		
Średnia moc [W] zgięcie 180 prawa (zajęta)	FAI	83,40	40,40	130,40	24,54	p=0,0208*	T
	n-FAI	69,88	34,40	112,60	20,55		
Średnia moc [W] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	FAI	83,28	29,50	146,50	26,90	p=0,0061**	T
	n-FAI	65,73	32,10	120,70	22,16		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 180 prawa (zajęta)	FAI	53,28	34,00	70,90	10,14	p=0,4366	T
	n-FAI	51,37	28,00	70,80	8,94		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 180 lewa (niezajęta)	FAI	55,40	36,90	79,50	11,99	p=0,0151*	T
	n-FAI	48,58	31,30	76,10	9,71		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.1.6.3. Prędkość 300°/s

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach szczytowego momentu siły mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 9,64 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 8,47 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę w wartości średniej mocy mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej. Powyższa zmienna osiąga o 19,36 W wyższe wartości w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI (tabela 10).

Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę w wartościach szczytowego momentu siły mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga o 6,41 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 8,18 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę w wartości pracy całkowitej mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej. Powyższa zmienna osiąga o 102,66 J wyższe wartości w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie grupy n-FAI. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę w wartości średniej mocy mięśni zginaczy stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej. Po stronie kończyny dolnej niezajętej różnica jest bliska istotności statystycznej. Powyższa zmienna osiąga o 11,18 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz o 10,15 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI od średnich uzyskanych w grupie n-FAI (tabela 10).

Międzygrupowe porównania siły izokinetycznej (przy prędkości 300°/s) mięśni zginaczy stawu kolanowego wykazują więcej istotnych różnic w stosunku do siły mięśni prostowników stawu kolanowego. Nie zaobserwowano istotnej różnicy wartości stosunku agonistów do antagonistów (tabela 10).

Tabela 10. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 300°/s w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 300 prawa (zajęta)	FAI	76,02	52,30	112,60	15,99	p=0,0311*	U
	n-FAI	66,38	43,00	96,70	15,80		
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 300 lewa (niezajęta)	FAI	74,36	48,00	118,70	16,07	p=0,0258*	U
	n-FAI	65,89	44,50	108,90	15,40		
Kąt szczytowego momentu siły [°]wyprost 300 prawa (zajęta)	FAI	69,14	45,00	94,00	13,88	p=0,1818	U
	n-FAI	74,42	44,00	129,00	14,91		
Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 300 lewa (niezajęta)	FAI	62,95	49,00	89,00	11,40	p=0,7185	U
	n-FAI	63,93	40,00	90,00	13,42		

Praca całkowita [J] wyprost 300 prawa (zajęta)	FAI	1410,11	815,10	2360,90	405,69	p=0,1106	U
	n-FAI	1244,95	581,70	2113,70	393,04		
Praca całkowita [J] wyprost 300 lewa (niezajęta)	FAI	1424,07	616,10	2640,30	409,46	p=0,2665	T
	n-FAI	1309,41	653,70	2095,70	385,30		
Średnia moc [W] wyprost 300 prawa (zajęta)	FAI	145,03	84,90	242,60	40,25	p=0,0417*	U
	n-FAI	125,67	64,60	208,50	38,47		
Średnia moc [W] wyprost 300 lewa (niezajęta)	FAI	143,66	65,80	259,60	40,12	p=0,1231	U
	n-FAI	128,62	67,10	208,90	37,28		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 300 prawa (zajęta)	FAI	40,94	27,50	60,60	8,78	p=0,0111*	T
	n-FAI	34,53	20,50	56,80	9,68		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	FAI	42,15	24,00	61,00	10,49	p=0,0029**	U
	n-FAI	33,97	19,10	56,00	9,59		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 300 prawa (zajęta)	FAI	56,95	24,00	85,00	15,97	p=0,5173	U
	n-FAI	61,76	31,00	129,00	18,98		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	FAI	54,27	29,00	90,00	17,36	p=0,0875	U
	n-FAI	46,80	4,00	117,00	17,26		
Praca całkowita [J] zgięcie 300 prawa (zajęta)	FAI	585,84	167,30	838,10	187,07	p=0,0339*	T
	n-FAI	483,18	184,50	849,60	179,66		
Praca całkowita [J] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	FAI	598,91	160,40	1201,30	248,29	p=0,0948	T
	n-FAI	505,07	173,40	1008,60	193,56		
Średnia moc [W] zgięcie 300 prawa (zajęta)	FAI	55,99	15,60	85,60	18,13	p=0,0373*	U
	n-FAI	44,81	16,40	77,90	17,41		
Średnia moc [W] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	FAI	55,67	15,80	118,80	23,81	p=0,0602	T
	n-FAI	45,52	14,50	99,40	18,54		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 300 prawa	FAI	55,53	32,70	87,30	14,57	p=0,3054	T
	n-FAI	52,37	33,70	82,60	10,09		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 300 lewa	FAI	57,56	37,30	79,40	13,34	p=0,1197	T
	n-FAI	52,35	29,60	93,70	12,39		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

Najwięcej istotnych różnic w wartościach zmiennych pomiędzy grupą biegaczy ze zmianami morfologicznymi stawu biodrowego (FAI) i biegaczami bez zmian

morfologicznych stawu biodrowego (n-FAI) obserwujemy przy prędkości 180°/s. Różnice w obrębie wartości zmiennych po stronie kończyny dolnej niezajętej wykazują większą istotność statystyczną w porównaniu do różnic po stronie kończyny dolnej zajętej.

4.2. Liczba kilometrów pokonywanych tygodniowo

Na potrzeby analizy dokonano podziału wyników badanych na dwie grupy. W pierwszej grupie (<42) zebrano wyniki biegaczy, którzy tygodniowo pokonują dystans poniżej 42 kilometrów. W drugiej grupie (>42) zebrano wyniki biegaczy, którzy tygodniowo pokonują dystans powyżej 42 kilometrów.

4.2.1. Zakresy ruchu w stawach biodrowych w zależności od kilometrażu

Nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic w zakresie ruchu rotacji wewnętrznej i zewnętrznej pomiędzy wynikami badanych zmiennych w zależności od kilometrażu (tabela 11).

Tabela 11. Wartości zakresu ruchu rotacji w stawach biodrowych w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Rotacja wewnętrzna prawa (zajęta)[°]	<42	29,89	17	43	6,91	p=0,3109	T
	>42	31,90	14	55	9,20		
Rotacja wewnętrzna lewa (niezajęta)[°]	<42	31,97	20	46	6,31	p=0,7766	T
	>42	31,52	19	42	6,78		
Rotacja zewnętrzna prawa (zajęta) [°]	<42	28,72	22	45	5,48	p=0,1481	U
	>42	31,36	17	50	8,35		
Rotacja zewnętrzna lewa (niezajęta)[°]	<42	27,56	20	38	4,63	p=0,1243	T
	>42	29,90	18	46	7,54		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.2.2. Flamingo Balance Test w zależności od kilometrażu

Nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic w wartościach Flamingo Balance Test pomiędzy wynikami badanych zmiennych w zależności od kilometrażu (tabela 12).

Tabela 12. Wartości Flamingo Balance Test w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Flamingo Balance Test prawa (zajęta)[s]	<42	50,37	2,25	424,69	74,94	p=0,2937	U
	>42	57,24	4,81	257,12	61,89		
Flamingo Balance Test lewa (niezajęta)[s]	<42	47,54	2,84	263,59	63,05	p=0,1089	U
	>42	57,95	6,53	372,1	71,27		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.2.3. Y-Balance Test w zależności od kilometrażu

Nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic w wartościach Y-Balance Test pomiędzy wynikami badanych zmiennych w zależności od kilometrażu (tabela 13).

Tabela 13. Wartości Y-Balance Test w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Y-Balance Test kierunek przedni prawa (zajęta)[%]	<42	69,72	53,60	87,62	7,38	p=0,6921	U
	>42	71,01	55,05	102,24	9,04		
Y-Balance Test kierunek przedni lewa (niezajęta)[%]	<42	68,49	54,08	82,47	6,94	p=0,1617	T
	>42	71,30	53,93	97,75	9,26		
Y-Balance Test kierunek boczny prawa (zajęta)[%]	<42	105,16	85,71	136,26	10,92	p=0,2852	T
	>42	107,97	91,86	135,95	10,32		
Y-Balance Test kierunek boczny lewa (niezajęta)[%]	<42	107,81	84,04	131,86	9,64	p=0,7942	T
	>42	108,44	92,22	134,83	9,87		
Y-Balance Test kierunek przyśrodkowy prawa (zajęta) [%]	<42	103,91	84,04	130,76	10,78	p=0,3315	T
	>42	106,36	85,39	123,59	9,53		
Y-Balance Test kierunek przyśrodkowy lewa (niezajęta) [%]	<42	105,16	86,17	134,06	9,77	p=0,6768	T
	>42	106,18	87,35	126,96	10,12		
Y-Balance Test wynik globalny prawa (zajęta) [%]	<42	92,93	75,60	112,82	8,56	p=0,2956	T
	>42	95,11	77,90	120,59	8,35		
Y-Balance Test wynik globalny lewa (niezajęta)[%]	<42	93,82	78,01	111,35	7,60	p=0,4514	T
	>42	95,31	80,89	119,85	8,43		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.2.4. Functional Movement Screen w zależności od kilometrażu

Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę między grupami w wartościach testu FMS we wzorcu przysiadu w wykroku po stronie kończyny dolnej zajętej. Po stronie kończyny dolnej niezajętej różnica jest bliska istotności. Gorszy wynik testu odnotowano w grupie biegaczy, których tygodniowy kilometraż treningowy nie przekracza 42 km. W obu kończynach badani z grupy <42 osiągnęli wynik średnio o 0,5 pkt gorszy (w skali 0-3) od średnich uzyskanych w grupie >42. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę między grupami w wartościach wyniku zbiorczego FMS. W grupie <42 odnotowano gorszy o 1,74 pkt średni wynik zbiorczy testu FMS od średnich uzyskanych w grupie >42 (w skali 0-21 pkt) (tabela 14).

Tabela 14. Wartości FMS w zależności od kilometrażu

Zmienna		Mediana	Dolny kwartył	Górny kwartył	Odchylenie kwartylnie	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Głęboki przysiad	<42	2	2	3	0,5	p=0,1174	U
	>42	3	2	3	0,5		
Przeniesienie kończyny dolnej nad płótkiem prawa (zajęta)	<42	2	2	3	0,5	p=0,1628	U
	>42	3	2	3	0,5		
Przeniesienie kończyny dolnej nad płótkiem lewa (niezajęta)	<42	2	2	3	0,5	p=0,3025	U
	>42	3	2	3	0,5		
Przysiad w wykroku prawa (zajęta)	<42	2	1	3	1	p=0,0352*	U
	>42	3	2	3	0,5		
Przysiad w wykroku lewa (niezajęta)	<42	2	2	3	0,5	p=0,0619	U
	>42	3	2	3	0,5		
Ruchomość obręczy barkowej	<42	3	1	3	1	p=0,3753	U
	>42	3	2	3	0,5		
Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej prawa (zajęta)	<42	2	1	2	0,5	p=0,1174	U
	>42	2	2	3	0,5		
Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej lewa (niezajęta)	<42	2	1	3	1	p=0,1329	U
	>42	2	2	3	0,5		
Ugięcie ramion w podporze	<42	3	2	3	0,5	p=0,9599	U
	>42	3	2	3	0,5		

Stabilność rotacyjna tułowia prawa (zajęta)	<42	3	2	3	0,5	p=0,9149	U
	>42	3	2	3	0,5		
Stabilność rotacyjna tułowia lewa	<42	3	2	3	0,5	p=0,5887	U
	>42	3	2	3	0,5		
Wynik zbiorczy Functional Movement Screen	<42	15	14	17,5	1,75	p=0,0034**	T
	>42	18	15	19	2		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.2.5. Rozkład obciążenia stóp w zależności od kilometrażu

Wyniki rozkładu obciążenia stóp analizowane są rozdzielnie dla wartości z pomiarów podczas biegu bosu oraz w obuwiu biegowym (tabela 15, tabela 16).

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice między grupami w maksymalnej sile reakcji w strefie przyśrodkowej i bocznej pięty po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej podczas biegu bosu. Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej pięty przyjmuje wartości średnio o 25,23 N wyższe po stronie kończyny dolnej zajętej i o 17,54 N wyższe po stronie kończyny dolnej niezajętej, w grupie <42 od średnich uzyskanych w grupie >42. Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej pięty przyjmuje wartości średnio o 21,50 N wyższe po stronie kończyny dolnej zajętej i o 19,12 N wyższe po stronie kończyny dolnej niezajętej, w grupie <42 od średnich uzyskanych w grupie >42. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę między grupami w maksymalnej sile reakcji w strefie palucha po stronie kończyny dolnej niezajętej podczas biegu bosu. Maksymalna siła reakcji w strefie palucha przyjmuje wartości średnio o 10,89 N wyższe w grupie <42 od średnich uzyskanych w grupie >42 (tabela 15).

Tabela 15. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu bosu w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia prawej (zajęta) bosu [N]	<42	63,07	14,74	188,33	38,05	p=0,0827	U
	>42	48,12	10,23	102,66	27,59		
Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia lewej (niezajęta) bosu [N]	<42	40,56	2,94	161,02	29,24	p=0,9549	U
	>42	40,75	1,65	114,29	26,73		

Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia prawej (zajęta) boso [N]	<42	30,88	0,00	93,76	18,44	p=0,3236	U
	>42	29,21	4,40	159,49	28,07		
Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia lewej (niezajęta) boso [N]	<42	49,57	10,89	128,90	26,84	p=0,1888	U
	>42	44,66	5,25	165,60	37,83		
Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej piąty prawej (zajęta) boso [N]	<42	59,12	0,00	194,70	50,10	p=0,0411*	U
	>42	33,89	0,00	112,29	30,48		
Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej piąty lewej (niezajęta) boso [N]	<42	51,61	0,87	167,54	38,54	p=0,0311*	U
	>42	34,07	0,00	123,88	33,12		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej piąty prawej (zajęta) boso [N]	<42	51,13	0,00	170,04	46,36	p=0,0336*	U
	>42	29,63	0,00	144,85	31,19		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej piąty lewej (niezajęta) boso [N]	<42	49,88	0,33	175,98	42,95	p=0,0386*	U
	>42	30,76	0,00	98,72	29,34		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha prawego (zajęta) boso [N]	<42	42,17	8,47	118,51	28,94	p=0,1725	U
	>42	33,82	3,96	129,84	26,67		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha lewego (niezajęta) boso [N]	<42	41,58	8,91	96,81	21,34	p=0,0398*	U
	>42	30,69	8,01	74,39	17,79		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę między grupami w maksymalnej sile reakcji w strefie bocznej piąty po stronie kończyny dolnej niezajętej podczas biegu w obuwiu. Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej piąty przyjmuje wartości średnio o 26,80 N wyższe w grupie <42 od średnich uzyskanych w grupie >42. Zaobserwowano istotną statystycznie różnicę między grupami w maksymalnej sile reakcji w strefie palucha po stronie kończyny dolnej niezajętej podczas biegu w obuwiu. Maksymalna siła reakcji w strefie palucha przyjmuje wartości średnio o 13,66 N wyższe w grupie <42 od średnich uzyskanych w grupie >42 (tabela 16).

Analiza uwzględniająca kilometrą wskazuje na większą ilość istotnych statystycznie różnic wartościach osiąganych w trakcie biegu boso, w porównaniu do wartości uzyskanych przez badanych w trakcie biegu w obuwiu (tabela 15, tabela 16).

Tabela 16. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu w obuwiu w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia prawej (zajęta) obuwiu [N]	<42	55,86	0,00	189,63	39,36	p=0,2063	U
	>42	45,76	11,44	152,19	34,55		
Maksymalna siła reakcji w strefie pierwszej kości śródstopia lewej (niezajęta) obuwiu [N]	<42	34,41	3,78	90,00	22,48	p = 0,6018	U
	>42	35,86	4,73	151,14	31,98		
Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia prawej (zajęta) obuwiu [N]	<42	26,76	7,79	58,97	12,87	p = 0,7772	U
	>42	31,84	4,28	102,10	22,68		
Maksymalna siła reakcji w strefie piątej kości śródstopia lewej (niezajęta) obuwiu [N]	<42	45,47	6,29	190,71	31,76	p = 0,1647	U
	>42	35,63	6,60	87,82	23,65		
Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej piąty prawej (zajęta) obuwiu [N]	<42	62,15	0,00	369,13	69,46	p = 0,0783	U
	>42	35,77	0,00	87,67	25,92		
Maksymalna siła reakcji w strefie przyśrodkowej piąty lewej (niezajęta) obuwiu [N]	<42	52,67	0,00	355,99	63,26	p = 0,1204	U
	>42	30,63	0,33	114,67	26,03		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej piąty prawej (zajęta) obuwiu [N]	<42	47,22	0,00	168,01	39,09	p = 0,0896	U
	>42	32,16	0,00	106,82	29,37		
Maksymalna siła reakcji w strefie bocznej piąty lewej (niezajęta) obuwiu [N]	<42	51,80	0,00	404,25	68,20	p = 0,0099**	U
	>42	25,00	0,00	91,48	23,34		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha prawego (zajęta) obuwiu [N]	<42	25,71	0,00	178,56	30,30	p = 0,1572	U
	>42	20,34	0,00	135,76	25,85		
Maksymalna siła reakcji w strefie palucha lewego (niezajęta) obuwiu [N]	<42	29,30	0,00	93,36	24,35	p = 0,0121*	U
	>42	15,64	0,00	56,43	12,47		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.2.6. Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w zależności od kilometrażu

Pomiary siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przeprowadzone zostały dla trzech prędkości: 60°/s, 180°/s, 300°/s. W poniższych podrozdziałach przedstawione są wyniki dla każdej z prędkości.

4.2.6.1. Prędkość 60°/s

Nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic w sile mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego pomiędzy wynikami badanych zmiennych w zależności od kilometrażu (tabela 17).

Tabela 17. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 60 prawa (zajęta)	<42	172,85	82,00	296,60	47,27	p = 0,1677	T
	>42	158,93	98,40	214,70	31,36		
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 60 lewa (niezajęta)	<42	166,07	91,20	272,50	44,55	p = 0,1972	T
	>42	153,97	112,90	217,90	28,25		
Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 60 prawa (zajęta)	<42	73,97	48,00	91,00	9,72	p = 0,2065	T
	>42	71,13	57,00	90,00	8,24		
Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 60 lewa (niezajęta)	<42	62,83	48,00	81,00	7,75	p = 0,1311	T
	>42	65,97	50,00	87,00	8,97		
Praca całkowita [J] wyprost 60 prawa (zajęta)	<42	992,05	423,20	1548,70	302,88	p = 0,1692	T
	>42	903,87	440,30	1300,50	195,40		
Praca całkowita [J] wyprost 60 lewa (niezajęta)	<42	969,55	478,00	1409,80	264,54	p = 0,2697	T
	>42	907,27	541,40	1352,10	177,01		
Średnia moc [W] wyprost 60 prawa (zajęta)	<42	107,19	51,00	193,40	32,73	p = 0,4552	T
	>42	101,99	48,60	142,40	21,90		
Średnia moc [W] wyprost 60 lewa (niezajęta)	<42	104,79	55,90	168,40	28,37	p = 0,5461	U
	>42	99,76	60,60	144,50	18,57		

Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 60 prawa (zajęta)	<42	81,14	43,70	130,00	22,89	p=0,9699	U
	>42	81,44	44,00	177,80	25,02		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	<42	78,13	44,50	157,70	24,26	p=0,7772	U
	>42	75,77	38,70	127,80	21,38		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 60 prawa (zajęta)	<42	59,47	31,00	92,00	17,04	p=0,7099	T
	>42	60,97	31,00	88,00	15,46		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	<42	52,44	22,00	82,00	18,38	p=0,5326	T
	>42	49,84	22,00	84,00	15,10		
Praca całkowita [J] zgięcie 60 prawa (zajęta)	<42	506,78	223,20	880,00	167,38	p=0,8951	U
	>42	504,65	260,80	1030,70	154,75		
Praca całkowita [J] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	<42	492,11	215,90	785,10	151,47	p=0,8951	T
	>42	497,25	230,60	972,30	165,88		
Średnia moc [W] zgięcie 60 prawa (zajęta)	<42	52,45	24,70	89,10	17,34	p=0,7676	U
	>42	53,31	26,40	82,30	14,14		
Średnia moc [W] zgięcie 60 lewa (niezajęta)	<42	48,84	24,80	79,40	14,98	p=0,5003	T
	>42	51,47	24,70	98,30	16,83		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 60 prawa (zajęta)	<42	47,87	31,60	72,90	9,86	p=0,1572	U
	>42	50,88	36,70	83,30	9,08		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 60 lewa (niezajęta)	<42	47,65	34,50	85,80	10,79	p=0,2604	U
	>42	48,94	30,90	67,10	9,37		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.2.6.2. Prędkość 180°/s

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach stosunku agonistów do antagonistów mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 5,03% wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz średnio o 5,56 % wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie >42 od średnich uzyskanych w grupie <42 (tabela 18).

Tabela 18. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°/s w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 180 prawa (zajęta)	<42	108,87	54,40	177,60	30,16	p=0,1069	T
	>42	98,66	64,70	138,30	18,60		
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 180 lewa (niezajęta)	<42	107,05	53,80	174,40	30,14	p=0,0947	T
	>42	96,63	69,50	138,80	17,44		
Kąt szczytowego momentu siły [°]wyprost 180 prawa (zajęta)	<42	71,25	58,00	113,00	12,11	p=0,1412	U
	>42	66,03	48,00	79,00	8,78		
Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 180 lewa (niezajęta)	<42	60,67	41,00	101,00	10,48	p=0,3961	U
	>42	59,39	45,00	81,00	8,91		
Praca całkowita [J] wyprost 180 prawa (zajęta)	<42	1868,44	923,00	2974,60	582,19	p=0,0921	T
	>42	1663,01	877,20	2356,50	354,14		
Praca całkowita [J] wyprost 180 lewa (niezajęta)	<42	1893,12	931,30	3167,00	579,03	p=0,0663	T
	>42	1669,10	1062,70	2474,00	357,77		
Średnia moc [W] wyprost 180 prawa (zajęta)	<42	170,43	81,30	276,20	51,49	p=0,1591	T
	>42	155,21	92,30	224,60	32,03		
Średnia moc [W] wyprost 180 lewa (niezajęta)	<42	169,80	87,30	278,80	50,47	p=0,1372	T
	>42	153,88	101,30	230,10	32,70		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 180 prawa (zajęta)	<42	52,96	31,70	92,20	15,13	p=0,4246	U
	>42	54,40	25,90	89,30	14,05		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	<42	51,06	27,10	80,00	15,52	p=0,7107	U
	>42	52,43	24,40	95,30	16,59		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 180 prawa (zajęta)	<42	68,33	33,00	119,00	17,25	p=0,3442	T
	>42	64,29	18,00	91,00	17,38		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	<42	57,19	12,00	80,00	16,81	p=0,9111	T
	>42	57,65	19,00	94,00	15,93		
Praca całkowita [J] zgięcie 180 prawa (zajęta)	<42	835,27	462,60	1551,50	266,68	p=0,4319	U
	>42	863,17	425,70	1441,90	240,64		

Praca całkowita [J] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	<42	814,71	406,90	1274,20	262,92	p=0,4986	T
	>42	862,02	327,80	1622,70	306,14		
Średnia moc [W] zgięcie 180 prawa (zajęta)	<42	72,50	40,80	130,40	23,19	p=0,3329	U
	>42	76,43	34,40	126,50	22,25		
Średnia moc [W] zgięcie 180 lewa (niezajęta)	<42	68,51	32,10	113,10	22,69	p=0,2959	T
	>42	74,97	29,50	146,50	27,47		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 180 prawa (zajęta)	<42	49,67	28,00	70,80	10,00	p=0,0266*	T
	>42	54,70	35,10	70,90	7,77		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 180 lewa (niezajęta)	<42	48,25	31,30	73,60	9,39	p=0,0248*	U
	>42	53,81	32,80	79,50	11,90		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

4.2.6.3. Prędkość 300°/s

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach szczytowego momentu siły mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 8,68 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz średnio o 9,01 Nm wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie <42 od średnich uzyskanych w grupie >42. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach pracy całkowitej mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 213,98 J wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz średnio o 217,2 J wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie <42 w od średnich uzyskanych w grupie >42. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach średniej mocy mięśni prostowników stawu kolanowego, po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 19,49 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz średnio o 19,15 W wyższe wartości po stronie kończyny dolnej niezajętej w grupie <42 od średnich uzyskanych w grupie >42 (tabela 19).

Zaobserwowano istotne statystycznie różnice w wartościach stosunku agonistów do antagonistów mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Powyższa zmienna osiąga średnio o 7,22 % wyższe wartości po stronie kończyny dolnej zajętej oraz średnio o 8,05 % wyższe wartości po stronie

kończyny dolnej niezajętej w grupie >42 od średnich uzyskanych w grupie <42 (tabela 19).

Tabela 19. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180/s w zależności od kilometrażu

Zmienna		Średnia	Min	Max	Odch.std	Test t-Studenta [T] /U Manna-Whitneya [U]	
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 300 prawa (zajęta)	<42	73,56	43,00	112,60	18,55	p=0,0611	U
	>42	64,88	47,40	87,10	12,15		
Szczytowy moment siły [Nm] wyprost 300 lewa (niezajęta)	<42	72,84	44,50	118,70	18,49	p=0,0528	U
	>42	63,83	49,30	87,70	10,94		
Kąt szczytowego momentu siły [°]wyprost 300 prawa (zajęta)	<42	73,31	53,00	129,00	15,07	p=0,9851	U
	>42	71,97	44,00	103,00	14,45		
Kąt szczytowego momentu siły [°] wyprost 300 lewa (niezajęta)	<42	62,86	41,00	90,00	12,10	p=0,7154	U
	>42	64,48	40,00	90,00	13,54		
Praca całkowita [J] wyprost 300 prawa (zajęta)	<42	1398,19	712,60	2360,90	455,58	p=0,0286*	T
	>42	1184,21	581,70	1693,50	296,06		
Praca całkowita [J] wyprost 300 lewa (niezajęta)	<42	1447,56	653,70	2640,30	427,73	p=0,0233*	T
	>42	1230,36	616,10	1910,60	319,26		
Średnia moc [W] wyprost 300 prawa (zajęta)	<42	141,04	76,60	242,60	45,07	p=0,0449*	T
	>42	121,55	64,60	174,60	30,14		
Średnia moc [W] wyprost 300 lewa (niezajęta)	<42	142,42	73,20	259,60	41,43	p=0,0419*	T
	>42	123,27	65,80	194,60	32,72		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 300 prawa (zajęta)	<42	36,23	21,20	60,60	10,35	p=0,7149	T
	>42	37,11	20,50	53,60	9,29		
Szczytowy moment siły [Nm] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	<42	36,22	21,70	60,60	10,70	p=0,5758	U
	>42	37,16	19,10	61,00	10,52		
Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 300 prawa (zajęta)	<42	63,17	40,00	129,00	19,65	p=0,4031	U
	>42	56,71	24,00	90,00	15,65		

Kąt szczytowego momentu siły [°] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	<42	47,06	4,00	80,00	16,67	p=0,2995	U
	>42	51,81	29,00	117,00	18,41		
Praca całkowita [J] zgięcie 300 prawa (zajęta)	<42	489,31	200,00	849,60	183,93	p=0,1535	U
	>42	548,92	167,30	833,90	188,64		
Praca całkowita [J] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	<42	509,77	173,40	896,00	189,91	p=0,2893	T
	>42	566,20	160,40	1201,30	242,06		
Średnia moc [W] zgięcie 300 prawa (zajęta)	<42	45,28	16,40	78,50	17,12	p=0,1233	T
	>42	52,20	15,60	85,60	19,18		
Średnia moc [W] zgięcie 300 lewa (niezajęta)	<42	45,93	14,50	80,20	17,99	p=0,2168	T
	>42	52,26	15,80	118,80	23,49		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 300 prawa (zajęta)	<42	50,07	32,70	82,60	11,53	p=0,0064**	U
	>42	57,29	37,50	87,30	10,91		
Stosunek agonistów do antagonistów [%] 300 lewa (niezajęta)	<42	50,34	29,60	79,40	10,87	p=0,0095**	T
	>42	58,39	35,40	93,70	13,76		

$p^* \leq 0,05$

$p^{**} \leq 0,01$

5. DYSKUSJA

Celem pracy była ocena wpływu zmian morfologicznych stawu biodrowego występujących u biegaczy amatorów na zmienne funkcjonalne i biomechaniczne w obrębie układu narządu ruchu. Wyniki z prób funkcjonalnych i biomechanicznych pozwoliły określić, czy zamiany morfologii stawu biodrowego o typie konfliktu panewkowo-udowego mogą predysponować do występowania urazów narządu ruchu u amatorów biegów długodystansowych.

Uzyskane wyniki wskazują, że zmiany morfologiczne stawu biodrowego o typie konfliktu panewkowo-udowego wpływają na zmienne funkcjonalne i biomechaniczne w obrębie układu ruchu u amatorów biegów długodystansowych. U biegaczy z FAI zaobserwowano ograniczenie ruchu rotacji wewnętrznej stawu biodrowego oraz pogorszenie wyników osiąganych w testach funkcjonalnych. W grupie badanych z FAI odnotowano gorsze wyniki Y-Balance Test oraz Flamingo Balance Test, a także w wyniku globalnym Functional Movement Screen w porównaniu do wyników osiąganych przez grupę kontrolną. Obecność zmian morfologicznych stawu biodrowego wpływa na rozkład obciążenia stóp. Wyniki niniejszych badań dowodzą większych obciążeń stóp po stronie kończyny dolnej niezajętej w jej części przyśrodkowej w grupie biegaczy z FAI w porównaniu do biegaczy z grupy n-FAI. Obecność konfliktu panewkowo-udowego oddziałuje na siłę mięśni kończyn dolnych biegaczy. Badani z grupy FAI prezentowali wyższe wartości zmiennych siły w warunkach izokinetycznych w stosunku do grupy kontrolnej. Uzyskane wyniki dają podstawę do stwierdzenia, że biegacze ze zdiagnozowaną zmianą morfologiczną stawu biodrowego są bardziej narażeni na występowanie urazów narządu ruchu. Wyniki z pomiarów zakresów ruchu w stawach biodrowych, testów Y-Balance i Flamingo Balance Test oraz rozkładu obciążenia stóp wskazują na zwiększone ryzyko wystąpienia urazu u badanych z grupy FAI w porównaniu do badanych z grupy kontrolnej. Wyniki uzyskane w teście FMS oraz w pomiarze siły izokinetycznej mięśni kończyn dolnych nie dowodzą jednoznacznie o różnicy w występowaniu ryzyka urazu pomiędzy badanymi grupami. Analiza wyników, przeprowadzona ze względu na kilometrąż przebieganego dystansu wyklucza jego wpływ, czyli zewnętrznego obciążenia na prezentacje wzorców funkcjonalnych i biomechanicznych. Porównanie to wykluczyło wpływ obciążenia zewnętrznego na nasilenie zagrożenia urazem.

Bahr i wsp [7] wskazują na istotny wpływ czynników wewnętrznych, takich jak ograniczenia funkcjonalne i zaburzenia biomechaniki narządu ruchu na ryzyko urazu narządu ruchu. Badacze wyjaśniają, że na wystąpienie urazu wpływ mają czynniki zewnętrzne, specyficzne dla rodzaju uprawianych rodzajów rekreacji i sportu. Nakazują jednak, szczególną uwagę zwrócić na czynniki wewnętrzne, których znaczenie w patomechanizmie urazu jest równie istotne [7]. Badanie wzorców funkcjonalnych pozwala na przesiewową diagnostykę patologii narządu ruchu. Ocena ta umożliwia wykrycie schorzenia w momencie, kiedy nie daje ono jeszcze objawów [28, 42]. Dzięki testom, prowokującym daleki wyrok lub głęboki przysiad, możliwe jest wychwycenie patologii, które nie utrudniają treningów lub nie dają objawów bólowych. Niewiedza o ich istnieniu we wczesnym stadium może powodować postępowanie schorzenia w przyszłości, a tym samym poważniejsze problemy zdrowotne [119]. Do wiodących kategorii w ocenie funkcjonalnej należą: badanie równowagi, badanie sięgania w podporze na jednej kończynie dolnej, badanie jakościowej oceny ruchu w odniesieniu do ściśle ustalonych kryteriów [49].

Wiadomo również, że zaburzenia w biomechanice narządu ruchu predysponują do występowania urazów narządu ruchu [68]. Z biomechanicznego punktu widzenia uraz jest wynikiem awarii lub zaburzenia konstrukcji maszyny, którą jest narząd ruchu [84]. McIntosh [68] tłumaczy uraz jako przeniesienie energii na tkanki. Tkanki ludzkiego ciała charakteryzują się właściwościami takimi jak: napięcie, siła użytkowa oraz maksymalna wartość obciążenia, jaką są w stanie przyjąć. Właściwości te są specyficzne dla różnych tkanek. Właściwości fizyczne tkanek zależą od ich naturalnej budowy i są osobniczo zmienne. Wpływ na te zmiany ma trening fizyczny. Biomechanika narządu ruchu również wpływa na właściwości fizyczne tkanek. Z przyczyn biomechanicznych tkanki mogą mieć zmniejszoną wytrzymałość na obciążenia [68]. W niniejszej pracy postanowiono wykorzystać te prawidłowości, jako narzędzia do oceny wpływu zmienionej patologicznie budowy stawu biodrowego na uszkodzenia ciała biegaczy amatorów.

Wiadomo, że ciało człowieka przystosowane jest do przyjmowania znacznych sił zewnętrznych. W trakcie biegu, siły zewnętrzne powstają w wyniku powtarzających się uderzeń kończyny dolnych o podłoże. Siły te są absorbowane przez kolejne segmenty ciała [25]. W trakcie aktywności generowanych jest także dużo sił wewnętrznych, wynikających z pracy układu mięśniowo-szkieletowego [109]. Aby w treningu

biegowym uniknąć urazu konieczna jest pełna zdolność narządu ruchu do zmniejszania działających sił. Takie warunki mogą zaistnieć tylko wtedy, kiedy ciało jest w pełni sprawne w zakresie podstawowych funkcji motorycznych oraz pozbawione patologicznych wzorców kompensacyjnych. Dotychczasowe opracowania dostępne w literaturze koncentrują się na opisanych powyżej bardzo ważnych zależnościach wpływających na ryzyko wystąpienia urazu [7, 49, 68]. W niniejszej pracy postanowiono wykorzystać dostępną wiedzę oraz pójść o krok dalej, poszukując przyczyny urazów w zmienionej budowie stawu biodrowego. Najczęściej w wyniku urazu u biegaczy dochodzi do uszkodzenia narządu ruchu w obszarze kończyn dolnych i kręgosłupa lędźwiowego. Staw biodrowy jest elementem łączącym ze sobą te narażone na przeciążenia części ciała. Literatura przedmiotu sugeruje że zmiany budowy stawów, zarówno te wrodzone jak i nabyte mogą być przyczyną zmian w biomechanice narządu ruchu, tym samym powodując zaburzenia wzorca biegu [92, 122]. Do tej pory, szukano przyczyny urazów w budowie stawu skokowego i stopy [50]. Niewątpliwie, budowa stawu skokowego oraz stawu biodrowego ma nadrzędne znaczenie dla mechaniki i funkcji kończyn dolnych [29, 71]. W niniejszej pracy po raz pierwszy starano się ocenić wpływ zmian morfologicznych stawu biodrowego o typie konfliktu panewkowo-udowego na zmiany wzorców funkcjonalnych i biomechanicznych będących wskaźnikami ryzyka wystąpienia urazu.

W niniejszej pracy grupę badaną stanowili biegacze amatorzy. Znaczna ilość publikacji traktująca o urazach wśród biegaczy, ocenia sportowców zawodowych. Stanowią oni bardziej jednolitą grupę pod względem budowy ciała, trybu treningu oraz stylu życia w porównaniu do biegaczy amatorów. Homogeniczność grupy jest bardzo pożądana w analizie naukowej i dostarcza obiektywnych wyników. Jednak biegaczy amatorów jest dużo więcej, niż tych, dla których sport jest pracą. Obecnie, biegacze rekreacyjni w swoim treningu pokonują dystanse zbliżone do kilometrąży profesjonalistów, równocześnie nie posiadając odpowiedniego zaplecza do prawidłowej regeneracji. Amatorzy często nie są poddawani diagnostyce narządu ruchu oraz często bagatelizują urazy. Biorąc pod uwagę powyższe czynniki, wskazane jest jak najbardziej przeprowadzanie badań na grupie biegaczy rekreacyjnych [92].

5.1. Zakresy ruchów w stawach biodrowych

W niniejszej pracy, zdecydowano się na wykonanie pomiarów czynnych zakresów ruchu rotacji w stawach biodrowych w pozycji zgięcia stawu biodrowego do 90°, tj. w pozycji siedzącej na leżance, z podudziami swobodnie zwieszonymi na krawędzi leżanki. Pozycja ta wykluczyła konieczność unoszenia masy kończyny dolnej na długiej dźwigni, zapewniając odciążenie stawu biodrowego, przez co pomiar odbył się bezboleśnie. Ruch czynny zaangażował w pomiar wszystkie struktury wchodzące w skład stawu biodrowego.

Największych zakresów ruchu stawów kończyn w trakcie biegu oczekuje się w płaszczyźnie strzałkowej [106]. Ze względu na dużą amplitudę ruchu w płaszczyźnie strzałkowej (ok. 80 stopni), jego niewielki deficyt nie będzie wpływał na wzorzec biegu [104, 116]. Jednak van Mechelen i wsp. [118] wykazali, że biegacze, u których wystąpił uraz, mieli zmniejszony zakres ruchu zgięcia stawu biodrowego, w porównaniu do biegaczy, którzy nie doznali urazu. Ruch stawu biodrowego w płaszczyźnie rotacyjnej w trakcie biegu odbywa się w amplitudzie ok. 20 stopni [104]. Dlatego, z powodu niewielkiej amplitudy, ograniczenia ruchomości w płaszczyźnie rotacyjnej będą mieć wpływ na wzorzec biegu [104, 130].

Po przeprowadzeniu badań, zaobserwowano wyraźne ograniczenie ruchu rotacji wewnętrznej w grupie biegaczy, u których wykazano zmiany morfologii stawu biodrowego. Zakres rotacji zewnętrznej był tożsamy w obu grupach. Moen i wsp. [74] udowodnili znaczący związek ograniczonej rotacji wewnętrznej stawu biodrowego z występowaniem MTSS (Medial Tibial Stress Syndrome). Ograniczenie zakresu ruchu rotacji zewnętrznej nie wykazało związku z występowaniem MTSS. Obecna w obrazie konfliktu panewkowo-udowego ograniczona rotacja stawu biodrowego może stanowić czynnik ryzyka MTSS. Siverling i wsp. [106] udowodnili, że ograniczenie tylnego pochylenia miednicy w czasie końcowej fazy przenoszenia, które może być spowodowane ograniczeniem rotacji wewnętrznej stawu biodrowego strony przeciwnej powoduje przedwczesne, ciężkie lądowanie na ipsilateralnej kończynie dolnej w czasie biegu. Powtarzane, przedwczesne i nieamortyzowane lądowanie może stanowić przyczynę urazu. W omawianym przypadku, na większe siły bezpośrednie narażona będzie kończyna dolna po stronie przeciwnej do strony zajętej zmianą budowy stawu biodrowego [106] Autorzy sugerują, że opisany patomechanizm może prowadzić do

pośrednich urazów w innych częściach łańcucha kinematycznego [106]. Avman i wsp. [5] w metaanalizie wykazali związek ograniczonej rotacji wewnętrznej stawu biodrowego z NSLBP - niespecyficznym bólem odcinka lędźwiowego kręgosłupa (nonspecific low back pain). Jednak w powyższej metaanalizie opisano osoby nietreningujące, ale możemy przypuszczać, że u biegaczy amatorów, ta zależność również występuje. Oznacza to, że ograniczenie rotacji wewnętrznej związanej ze zmianami budowy stawu biodrowego, może powodować niespecyficzny ból odcinka lędźwiowego kręgosłupa u biegaczy [5]. Camp i wsp. [15] dowiedli, że zmniejszona rotacja wewnętrzna stawu biodrowego zwiększa ryzyko urazu mięśni grzbietu i brzucha u profesjonalnych koszykarzy. Pomimo wielu różnic pomiędzy grą w koszykówkę a bieganiem można przyjąć, że w koszykówce występuje element biegu, a wnioski wysnute przez Camp i wsp. [15] przełożą się również na biegaczy, u których w związku z występowaniem zmian morfologii stawu biodrowego mogą pojawić się urazy mięśni grzbietu i brzucha. Nakagawa i wsp. [78] wykazali, że mężczyźni, u których rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym jest mniejsza, mają stabilniejszy i bardziej liniowo ustawiony staw kolanowy w porównaniu do mężczyzn, u których staw biodrowy wykazuje dużą ruchomość. Opierając się na przytoczonych badaniach można przypuszczać, że u osób badanych w niniejszej pracy z grupy FAI, urazy stawu kolanowego po stronie zajętej nie będą częste. Stabilność oraz liniowe ułożenie stawu kolanowego jest czynnikiem zapobiegającym urazom. W opozycji do powyższych doniesień są badania Bagherifard i wsp. [6]. Badacze z Iranu pokazali istotny związek między występowaniem konfliktu panewkowo-udowego i ograniczoną rotacją wewnętrzną stawu biodrowego a urazami więzadła krzyżowego przedniego stawu kolanowego.

W niniejszej pracy nie wykazano różnic w zakresie ruchu rotacji stawu biodrowego w zależności od przebieganego tygodniowo dystansu. Wskazuje to na brak wpływu obciążeń zewnętrznych na zakres ruchu rotacji stawu biodrowego. Aktualne badania jasno wskazują, że liczba urazów jest większa wśród biegaczy początkujących, którzy w swoich treningach zwiększają dystans biegowy. Więcej urazów zaobserwować można także w grupie zaawansowanych biegaczy, którzy w swoich treningach starają się przebiegać coraz to większe dystanse. Nie wykazano wzrostu liczby urazów, w sytuacji, kiedy biegacze trenują w stałym przedziale kilometrów [63]. W literaturze nie ma doniesień na temat związku obciążenia biegowego w postaci pokonanego kilometrażu

z zakresem ruchu rotacji stawu biodrowego. W niniejszej pracy po raz pierwszy wykonano to porównanie, a posłużyło ono do wykluczenia wpływu obciążenia zewnętrznego na ryzyko urazu związanego z ograniczeniem zakresu ruchu w stawie biodrowym. Z powyższej analizy badań własnych oraz innych autorów wynika, że przebiegnięty kilometr nie będzie zwiększał ryzyka urazu w momencie, kiedy treningi przebiegają w stałej objętości.

5.2. Flamingo Balance Test i Y-Balance Test

W niniejszej pracy do oceny ryzyka urazu posłużyły testy równowagi statycznej (Flamingo Balance Test) oraz równowagi dynamicznej (Y-Balance Test). We współczesnej literaturze można znaleźć informacje dowodzące związków gorszej równowagi z tendencją do występowania urazów. Wiele dostępnych badań, za hipotezę stawia związek zaburzeń równowagi z urazami stawu skokowego [43, 114, 121]. Literatura uznaje obszar stawu skokowego oraz stawu biodrowego za kluczowe miejsca odpowiedzialne za prawidłową technikę biegu. Badacze sugerują, że odpowiednio mobilny oraz stabilny staw skokowy i biodrowy są czynnikiem zapobiegającym urazom podczas biegu [29]. Według Walaszka i wsp. [122] testy równowagi statycznej i dynamicznej mają szerokie zastosowanie w ocenie stanu zdrowia narządu ruchu. Badacze wskazują na hybrydowy charakter testu Y-Balance oraz wyszczególniają składowe, które mają największy wpływ na wynik testu. Są to: mobilność kończyn dolnych oraz siła mięśni prostowników stawu kolanowego. Wymienione zmienne biomechaniczne są kluczowe dla optymalizacji prawidłowej techniki biegu. Zgodnie z powyższym, można wnioskować, że testy równowagi statycznej i dynamicznej są dobrym predyktorem ryzyka wystąpienia urazu u biegaczy amatorów.

W niniejszej pracy skupiono się na ocenie wpływu zmian morfologicznych stawu biodrowego na osiągnięte wyniki testów równowagi. Wykazano, że wyniki osiągnięte za pomocą testu Flamingo Balance są gorsze w grupie FAI, w porównaniu do grupy n-FAI po stronie kończyny dolnej zajętej. Wykazano również, że średnie wartości Y-Balance Test w grupie FAI są mniejsze, w porównaniu do grupy n-FAI po stronie kończyny dolnej zajętej w kierunku przyśrodkowym oraz w wyniku globalnym. Takie warunki stanowią bardzo dobrą symulację fazy podporu cyklu biegu. Zmiany morfologii stawu biodrowego powodują pogorszenie zmiennych równowagi, co predysponuje do pogorszenia wzorca biegu w fazie podporu, gdy masa ciała znajduje się jedynie na podporowej kończynie

dolnej. Najlepiej tę sytuację odzwierciedla test Y-Balance, w trakcie którego nietestowana kończyna dolna wykonuje ruch oddalania od kończyny podporowej w trzech zadanych kierunkach.

Hatton i wsp. [47] donoszą, że pogorszenie równowagi dynamicznej jest symptomem wczesnej osteoartrozy stawu biodrowego. Wskazują także, że wraz z postępem choroby równowaga dynamiczna będzie się pogarszać. Hatton i wsp. [47] badali osoby nieaktywne fizycznie z objawową osteoartrozą. Zhang i wsp. [131] udokumentowali uzyskanie słabych wyników Y-Balance Test w grupie osób z symptomatycznym i asymptomatycznym FAI. Niniejsze badanie potwierdza związek słabej równowagi dynamicznej z zaburzeniem morfologii stawu biodrowego, poszerzając go o grupę osób aktywnych fizycznie, będących we wczesnym stadium choroby zwyrodnieniowej. Z badań Freke i wsp. [34] wynika, że zaburzenia równowagi w przebiegu FAI pojawiają się jedynie przy próbie wykonywanej z zamkniętymi oczami. Niniejsze badania wykazały taką zależność przy próbach przeprowadzanych z oczami otwartymi.

Robertson i wsp. [102] donoszą, że lepsze wyniki testu Y-Balance świadczą o odpowiedniej sile mięśni odwodzących staw biodrowy. Mięśnie odwodzące staw biodrowy to głównie: mięsień naprężacz powięzi szerokiej, mięsień pośladkowy średni, mięsień pośladkowy mniejszy i mięsień gruszkowaty. Są to mięśnie zaangażowane nie tylko w czynny ruch odwodzenia kończyny dolnej, ale przede wszystkim są to mięśnie biorące udział w stabilizowaniu miednicy. Mięśnie pośladkowe uznawane są za mięśnie posturalne, odpowiadające za ułożenie i ruch ciała w przestrzeni oraz działanie antygravitacyjne [102]. Łącząc fakty płynące z przytoczonych badań oraz niniejszego opracowania, można stwierdzić, że gorsze wyniki testów równowagi w grupie FAI po stronie kończyny dolnej zajętej mogą świadczyć o osłabieniu mięśni odwodzicieli stawu biodrowego po tejże stronie. Niedostateczna siła mięśni odwodzicieli, ze względu na ich szeroką funkcję może wpływać na technikę biegu i być przyczyną urazów. Będący w grupie odwodzicieli, mięsień naprężacz powięzi szerokiej jest mięśniem dwustawowym o zmiennej funkcji w zależności od położenia kończyny dolnej. Literatura wskazuje, że osłabienie siły ekscentrycznej tego mięśnia może być jedną z przyczyn wystąpienia syndromu pasma biodrowo-piszczelowego (iliotibial band syndrome) u biegaczy [117].

Y-balance Test jest narzędziem szeroko wykorzystywanym w sporcie do oceny ryzyka urazu [94]. Plisky i wsp. [94] oszacowali, że różnica w wyniku testu pomiędzy obiema kończynami dolnymi w wielkości większej niż 4 cm w kierunku przednim powoduje 2,5 razy większe ryzyko bezkontaktowego urazu u koszykarzy. Gonell i wsp. [40] zwiększyli to prawdopodobieństwo do 4 razy w przypadku piłkarzy. Lisman i wsp. [64] badając młodych sportowców zanegowali wykorzystanie testu Y-Balance w celu przewidywania urazów. Nadmienili jednak, że może on być skutecznym narzędziem do oceny ryzyka urazów w starszych grupach wiekowych. Wartość 4 cm różnicy pomiędzy kończynami dolnymi w wynikach testu Y-Balance potwierdza swoją kliniczną słuszość także w badaniach Tao i wsp. [110]. Badacze wykazali, że taka różnica w wynikach predysponuje do wystąpienia urazu u biegaczy powyżej 18 roku życia.

W niniejszej pracy nie wykazano wpływu kilometrażu na osiągnięte wyniki w testach równowagi. Biegacze pokonujący tygodniowo dystans powyżej 42 kilometrów osiągnęli porównywalne wyniki w testach do biegaczy pokonujących dystans poniżej 42 km tygodniowo. W 2018 roku Johnston i wsp. [53] opublikowali wyniki badań nad wpływem beztlenowego zmęczenia na dynamiczną kontrolę posturalną ocenianą testem Y-Balance. Badacze wykazali pogorszenie wyników testu po wykonaniu 60 sekundowej próby zmęczeniowej Wingete. Wyniki testu wracały do normy po 10-20 minutach odpoczynku. Przytoczone badania dowodzą chwilowego pogorszenia równowagi dynamicznej pod wpływem anaerobowego zmęczenia. Można zatem przypuszczać, że większy kilometraż będzie generował większe zmęczenie u biegaczy. Jednak trening długodystansowej wydolności polega na tworzeniu nowych zakresów tolerancji obciążenia, tak aby pomimo wzrostu kilometrażu wysiłek odbywał się na takim samym lub niższym poziomie tętna. Treningi biegowe o charakterze długodystansowym praktycznie zawsze odbywają się w zakresie aerobowym. Niniejsze opracowanie, jako pierwsze postawiło hipotezę o wpływie obciążenia treningowego w postaci kilometrażu na kontrolę posturalną ocenianą testem Y-Balance. Wysiłek o charakterze tlenowym nie wpływa na kontrolę posturalną, mierzoną w okresie regeneracji potreningowej. W niniejszym opracowaniu wniosek ten pozwolił wykluczyć obciążenie treningowe, jako czynnik zaburzający kontrolę posturalną, tym samym wpływający na ryzyko wystąpienia urazu u biegaczy.

5.3. Functional Movement Screen (FMS)

Test FMS (Functional Movement Screen) w ostatnim dziesięcioleciu stał się najchętniej i najszerzej stosowanym narzędziem badawczym służącym ocenie potencjalnego ryzyka występowania urazów narządu ruchu u sportowców. Obszerna metaanaliza przeprowadzona przez Moor i wsp. [76] dowodzi, że wynik zbiorczy testu FMS poniżej 14 punktów jest wysoce skorelowany z ryzykiem wystąpienia urazów u sportowców. W niniejszym badaniu średni wynik zbiorczy dla grupy FAI wyniósł 15,3 punktów, a dla grupy n-FAI 16,6 punktów. Obie wartości wskazują na umiarkowane ryzyko wystąpienia urazu. Analiza wykazała istotność różnic w wyniku zbiorczym pomiędzy obiema badanymi grupami, co wskazuje na fakt, że biegacze z grupy FAI mają wyższe ryzyko wystąpienia urazu od biegaczy z grupy n-FAI.

Wynik zbiorczy testu jest sumą składowych, do których należą kluczowe próby motoryczne. Rozdzielenie badania na 7 składowych umożliwia oznaczenie słabych punktów w całym spektrum motoryczności osoby badanej. Jest to cenne ze względu na płynące z oceny wnioski i zalecenia dla planowania treningów i ewentualnej fizjoterapii. W niniejszym badaniu istotne różnice wykazano w próbie przysiadu w wykroku po stronie kończyny dolnej zajętej i niezajętej. Gorszy wynik testu osiągnęli biegacze z grupy FAI, w porównaniu do biegaczy z grupy n-FAI. Chang i wsp. [19] wskazują na podobieństwo próby przysiadu z baterii testu FMS do próby sięgania do przodu z testu Star Excursion Balance Test (SEBT) - pierwowzoru Y-Balance Test. Wskazują oni, że w badaniu młodych sportowców wyniki testu SEBT i wyniki próby przysiadu w wykroku korelują ze sobą. Hartigan i wsp. [46] także podjęli się próby poszukania korelacji wyników próby przysiadu w wykroku z innymi zmiennymi oceniającymi sprawność narządu ruchu. Badacze wykazali, że wyniki próby przysiadu w wykroku są niezależne w stosunku do wyników osiąganych przez zdrowe dorosłe osoby w próbach siły, szybkości oraz równowagi. Wnioskom z niniejszych badań bliżej jest do obserwacji Chang i wsp. [19] W niniejszym opracowaniu uzyskano międzygrupową istotność różnic w próbie przysiadu w wykroku oraz w próbie Y-Balance w kierunku tylnoprzyśrodkowym i w wyniku globalnym, co potwierdza wyniki Chang i wsp. [19]. Korelacje między wynikami testów widoczne są w próbach przeprowadzanych na sportowcach, natomiast brak takiej korelacji występuje w grupie osób nieuprawiających żadnych dyscyplin sportowych.

Wiele aktualnych badań dostarcza silnych dowodów powiązań wyników osiągniętych za pomocą Y-Balance Test z ryzykiem wystąpienia urazów narządu ruchu. Obserwowaną w badaniach własnych istotną różnicę pomiędzy grupą FAI i n-FAI w wynikach FMS można interpretować w podobny sposób jak wyniki testu Y-Balance. Słabsze wyniki osiągnięte w testach w grupie FAI będą świadczyć o dysbalansie obszaru miedniczo-biodrowego, spowodowanego osłabieniem mięśni odwodźcicieli stawu biodrowego [102].

Niedużo publikacji podejmuje się oceny FMS u biegaczy. Loudon i wsp. [65] skupiają się na porównaniu wyników testu osiągniętych przez kobiety i mężczyzn oraz między różnymi grupami wiekowymi. Hotta i wsp. [51] wskazują na brak implikacji płynących z wyników testu FMS na ocenę ryzyka urazów u biegaczy. Niniejsze badanie, prawdopodobnie jako pierwsze poddało ocenie testem FMS biegaczy ze zmianą budowy stawu biodrowego o typie konfliktu panewkowo-udowego. Gorsze wyniki uzyskane w grupie FAI nasuwają wniosek o słuszności wykonywania testu wśród biegaczy, w tym amatorów, dla celów diagnostycznych. Niniejsze badanie sugeruje, że test FMS może służyć nie tylko do prognozowania występowania urazów, ale także do diagnostyki stanu całego narządu ruchu będącego pod wpływem zmian morfologicznych stawu biodrowego. Przysiad w wykroku wykazuje czułość diagnostyczną na zmiany morfologii stawu biodrowego. Zgodnie z tym założeniem, FMS może służyć jako wskaźnik bezobjawowych zmian budowy stawu biodrowego u biegaczy długodystansowych.

W literaturze przedmiotu można też spotkać sugestię, że test FMS nie jest dobrym narzędziem do oceny ryzyka występowania urazów [91]. Bazując na tych doniesieniach, należy ostrożnie interpretować wyniki testu FMS jako narzędzia oceniającego wielkość ryzyka urazów wśród biegaczy, u których zdiagnozowano konflikt panewkowo-udowy.

5.4. Rozkład obciążenia stóp

Pierwsze badania nad siłami reakcji podłoża zachodzącymi podczas biegu przeprowadził już w 1920 roku Amar [2]. Cavanagh i Lafortune [18] opisali celowość wykonywania pomiarów sił reakcji podłoża podczas biegu. Według nich, pomiar sił reakcji podłoża odzwierciedla technikę biegu, dzięki czemu jesteśmy w stanie ocenić wzorzec ruchu, wskazując czy faza podporu kończyny dolnej rozpoczyna się od dotknięcia podłoża tyłostopem czy śródstopem. Badacze podkreślają możliwość oceny

symetrii biegu, w celu oceny ryzyka wystąpienia urazu. Wskazują również na znaczenie pomiarów sił reakcji podłoża w kontekście konstruowania obuwia biegowego [18].

Siły reakcji podłoża możliwe są do zmierzenia w momencie nagłego kontaktu ciała z podłożem. Siły te mogą wynosić od dwu- do jedenastokrotności masy ciała w trakcie aktywności takich, jak bieganie czy lądowanie po wykonaniu skoku [70]. Strategią narządu ruchu niezbędną do kontroli takiego zderzenia jest ciągła modulacja napięcia mięśniowego oraz kątowych zakresów ustawienia stawów. Wymaga to nieustannej kontroli nerwowo-mięśniowej, która wyprzedza zdarzenie kontaktu ciała z podłożem oraz reaguje na zaistniałe siły reakcji podłoża [103].

Do tej pory mało kto podejmował się oceny wpływu zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego na rozkład obciążenia stóp w trakcie biegu. W niniejszej pracy problem ten był analizowany chyba po raz pierwszy. Analiza wyników wykazała większe wartości siły reakcji podłoża w grupie FAI, w porównaniu do grupy n-FAI. Istotnie wyższe wartości średnich zanotowano w strefie pierwszej kości śródstopia oraz przyśrodkowej części pięty dla biegu boso i w obuwiu po stronie kończyny dolnej niezajętej. W grupie FAI wartości zmiennych były najwyższe względem wyników we wszystkich pozostałych grupach biegaczy, także tych wyszczególnionych ze względu na kilometrą. Taki obraz wyników może wskazywać na nieprawidłową technikę biegu osób z FAI. Ciekawe jednak, że wyższe wartości obciążenia obserwowane są po stronie kończyny dolnej niezajętej. Dla uzasadnienia przytoczonych powyżej wyników, warto jest przeanalizować rezultaty dotychczas opublikowanych prac o podobnej tematyce. Brakuje badań, które oceniałyby rozkład obciążenia stóp w trakcie chodu u osób z FAI. Cichy i Wilk [21] ocenili rozkład obciążenia stóp w trakcie chodu u osób między 51 a 78 rokiem życia, u których zdiagnozowano zaawansowaną koksartrozę. Wykazali zwiększone obciążenia w strefach przyśrodkowych stopy po stronie kończyny dolnej zajętej. Można zauważyć podobieństwo pomiędzy przytoczonymi obserwacjami oraz wynikami niniejszych badań w zakresie zwiększenia obciążenia przyśrodkowych stref stopy. Jednak kluczowe różnice w metodyce pomiędzy badaniami, tzn. wiek badanych, stopień zaawansowania choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego oraz rodzaj typu lokomocji, nie pozwalają na ich bezpośrednie porównanie. W wyjaśnieniu mechanizmu zaistniałej obserwacji pomóc może wiedza na temat patomechanizmu FAI. Wiadomym jest, że w przebiegu FAI ograniczeniu ulega rotacja wewnętrzna stawu biodrowego, osłabione są mięśnie odwodziciele stawu biodrowego, ograniczony jest ruch wyprostu

stawu biodrowego oraz zmniejszony jest ruch tyłopochylenia miednicy po stronie kończyny dolnej zajętej [58]. W układzie pełnym mechanicznych połączeń i funkcjonalnych zależności, jakim jest ludzkie ciało, pewnym jest, że ograniczenia w danych obszarach uzyskują swoje kompensacje w innych segmentach ruchowych ciała [100]. W omawianym schorzeniu, mniej mobilną częścią ciała będzie strona zajętej kończyny dolnej. Strona niezajęta FAI, w celu utrzymania mobilności koniecznej do wykonywania aktywności sportowej, będzie wykazywała nadruchomość. Większa ruchomość stawów po stronie niezajętej kończyny dolnej będzie predysponować do koślawego ustawienia stawu skokowego i zwiększonej pronacji stopy [130]. Przytoczony mechanizm doprowadza do wzrostu obciążenia przyśrodkowych stref stopy po stronie niezajętej. W celu sprecyzowania zasadności powyższego ciągu przyczynowo-skutkowego konieczne jest przeprowadzenie kolejnych badań.

Rozkład obciążenia stóp ma istotny wpływ na ryzyko wystąpienia urazów podczas uprawiania sportu [78]. Uznaje się, że zaburzona biomechanika stopy wpływa na nieprawidłowe ustawienie proksymalnych części kończyny dolnej [113]. Opierając się na modelu wzajemnych sprzężeń w obrębie stawów kończyny dolnej, można zaobserwować teoretyczne połączenie pomiędzy pronacją stopy a urazami kończyn dolnych takimi jak, medial tibial stress syndrome (MTSS) i zespół bólowy obszaru rzepkowo-udowego [74,97,105]. Powers i wsp. [97] sugerują ponowne postawienie tej hipotezy, z uwagą na fakt, że pronacja stopy jest naturalną konsekwencją biegu. Na obecną chwilę, nie znane są normy dla zakresu pronacji stopy w trakcie biegu. Autorzy sugerują, że jej zakres jest zmienny osobniczo [82]. Nielsen i wsp. [81] zanegowali powszechne stwierdzenie, mówiące o zwiększonym ryzyku wystąpienia urazu, na skutek umiarkowanej pronacji stopy. Wykazali, że biegacze, którzy mają umiarkowanie spronowane stopy, nie są bardziej narażeni na urazy niż biegacze ze stopą neutralną. Badacze dokonali oceny ustawienia stóp za pomocą statycznego testu Foot Posture Index, a oceny ryzyka urazu za pomocą kwestionariusza [81].

Większość dostępnych badań ocenia pronację stopy w statyce. W literaturze brakuje badań oceniających ustawienie stopy podczas biegu [79]. Niniejsze badania, poprzez ocenę rozkładu obciążenia stóp w trakcie biegu obrazują, jak masa ciała rozmieszczona jest na stopie w trakcie jej przetaczania w fazie podporu. Większe obciążenie obecne po przyśrodkowej stronie stopy, świadczy o większym ruchu pronacji w grupie osób z FAI w porównaniu do osób z grupy n-FAI. Istotność różnicy może świadczyć o tym, że norma

zakresu pronacji została osiągnięta w grupie n-FAI, natomiast większe wartości w grupie FAI spowodowane są nadmierną pronacją stopy w trakcie biegu. Niniejsza praca, badająca biegaczy, u których zdiagnozowano zmiany zwyrodnieniowe stawu biodrowego uzupełnia wiedzę o normatywności zakresu pronacji. Pomiar tej zmiennej u osób z prawidłową i zmienioną budową stawu biodrowego nasuwa odpowiedź na pytanie, które wartości obciążenia stopy będą fizjologiczne, a które patologiczne? Zgodnie z powyższym można uznać, że zakres pronacji stopy, a tym samym wielkość obciążeń po przyśrodkowej stronie stopy kończyny dolnej niezajętej w grupie FAI była ponadnormatywna. Ponadto, zauważalna jest asymetria w obciążaniu stóp pomiędzy stronami. Oba fakty wskazują na zwiększone ryzyko urazu u osób z grupy FAI.

W literaturze pojawiają się hipotezy, mówiące o urazach związanych ze zmęczeniem mięśni kończyn dolnych, powstałych na skutek powtarzających się uderzeń kończyn o podłoże w trakcie biegu [69,126]. Metaanaliza przeprowadzona przez Zadpoor i wsp. [129] wskazuje, że zmęczenie mięśni nie ma wpływu na rozkład obciążenia stóp. Wyniki niniejszych badań, wskazują jednak na wpływ obciążenia biegowego w postaci tygodniowego kilometrażu biegowego na wielkość sił reakcji podłoża. Większe siły reakcji zaobserwowano w grupie osób, których tygodniowy kilometraż nie przekraczał 42 kilometrów. Keller i wsp. [55] dostarczyli dowodów świadczących o pojawieniu się największych sił reakcji podłoża w trakcie spokojnego joggingu. Badacze doszli do tego wniosku porównując wartości sił tworzących się w trakcie chodu, joggingu oraz szybkiego biegu. Do takich samych wniosków doszli Giarmatzis i wsp. [38] określając, że największe siły reakcji podłoża powstają w trakcie biegu w zakresie prędkości 6-12 km/h. Biegacze, którzy pokonują tygodniowo większą liczbę kilometrów, najczęściej są sportowcami zaawansowanymi, którzy biegają szybciej. Biegacze, którzy pokonują krótszy dystans, pokonują go z mniejszą prędkością, co może tłumaczyć wyniki uzyskane w niniejszej pracy. Większe obciążenie w grupie przebiegającej mniej niż 42 km zanotowano zarówno po bocznej jak i przyśrodkowej stronie stopy. Różnice międzygrupowe w obszarze tej zmiennej były istotnie większe w trakcie biegu bosu niż podczas biegu w obuwiu.

5.5. Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych

Siła izokinetyczna jest generowana przez mięśnie w trakcie pracy ze stałą prędkością ruchu [35]. Współczesna technologia dostarcza sprzęt oraz oprogramowanie umożliwiające ocenę siły izokinetycznej wszystkich grup mięśniowych ludzkiego ciała. [1]. Najszerzej stosowanym oraz obarczonym najmniejszym ryzykiem błędu pomiarowego jest badanie siły izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego. Badanie to wykonuje się w pozycji siedzącej, według wytycznych procedury [3]. Siła mięśni prostowników stawu kolanowego jest kluczowa do generowania optymalnej pracy antygravitacyjnej w czasie czynności dnia codziennego oraz podczas aktywności sportowych. W trakcie biegu, grupa mięśni prostowników stawu kolanowego spełnia szereg funkcji: od pracy koncentrycznej w fazie przenoszenia, przez fazę pracy ekscentrycznej w momencie lądowania po pracę izometryczną zapewniającą stabilność kończynie dolnej podporowej [35]. Siła izokinetyczna umożliwia najszerszą interpretację, łącząc wszystkie powyższe funkcje. Wchodzący w skład mięśnia czworogłowego uda, mięsień prosty uda jest mięśniem dwustawowym, wspomagającym zgięcie stawu biodrowego, co stanowi niezmiernie istotną funkcję w trakcie biegu [44]. W trakcie sprintu funkcja zgięcia stawu biodrowego przez mięsień prosty uda jest istotniejsza od funkcji zgięcia kolana [55]. Za pomocą EMG wykazano większe zmęczenie mięśnia prostego uda w trakcie biegu na bieżni w porównaniu do pozostałych aktonów mięśnia czworogłowego uda [8]. Siła mięśnia obszernego przyśrodkowego odgrywa kluczową rolę w regulacji obciążenia stawu rzepkowo-udowego w trakcie biegu [80]. Mięśniami odpowiedzialnymi za zgięcie stawu kolanowego są mięśnie grupy kulszowo-goleniowej, w której skład wchodzi: mięsień dwugłowy uda, mięsień półbłoniasty i mięsień półścięgnisty. Do zginaczy stawu kolanowego należą także: mięsień dwugłowy łydki, podeszwowy, podkolanowy, smukły oraz krawiecki. Mięśniom tej grupy przypisuje się funkcję obniżającą prędkość chodu i biegu. Mięśnie zginacze stawu kolanowego w trakcie pracy koncentrycznej regulują ustawienie i ruch stopy podczas lokomocji. Mięśnie te dodatkowo inicjują i kontrolują ruchy rotacji stawu biodrowego i kolanowego, które warunkują prawidłową technikę chodu i biegu [35]. Literatura wskazuje na znaczenie siły mięśni zginaczy stawu kolanowego dla stabilności stawu kolanowego [20]. Kluczowa dla biegu jest koordynacja pomiędzy obiema powyżej opisanymi grupami mięśniowymi. Koordynacja jest możliwa

tylko wtedy, kiedy do układu nerwowego trafiają adekwatne sygnały recyprokalne. Receptory zlokalizowane w ścięgnach i mięśniach będą reagować na bodźce zależne od stanu narządu ruchu, a także zależne od prędkości z jaką porusza się staw [99]. Lee i wsp. [61] wskazują, że istotne jest oznaczenie szczytowego momentu siły mięśni w obszarze funkcjonalnego zakresu ruchu ich pracy. Podsumowując, należy uznać, że pomiar siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych dostarcza informacji o stanie narządu ruchu w warunkach zbliżonych do tych powstałych w trakcie biegu.

Literatura opisująca badania siły mięśniowej w przebiegu konfliktu panewkowo-udowego skupia się wyłącznie na ocenie siły mięśni obszaru stawu biodrowego. Badania te dowodzą obniżeniu siły mięśni odwodzicieli, zginaczy oraz prostowników stawu biodrowego w przebiegu FAI. Siła mięśniowa w przytoczonych badaniach była mierzona za pomocą ręcznego dynamometru [33, 56]. W niniejszych badaniach, nie chcąc powielać udokumentowanych wniosków, zaprojektowano metodę badającą siłę mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego. W niniejszej pracy wykazano większe średnie wartości zmiennych siły izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w grupie FAI w porównaniu do grupy n-FAI. Ciekawe, że biegacze z grupy FAI w obu kończynach dolnych generowali większą siłę w stosunku do biegaczy z grupy n-FAI. Otrzymane wyniki tłumaczyć może teorią stabilności centralnej. Mięśnie otaczające staw biodrowy, takie jak: mięsień biodrowo-lędźwiowy, mięśnie pośladkowe oraz mięśnie rotatory zewnętrzne, ze względu na swoje położenie w obrębie tułowia i miednicy są kwalifikowane do mięśni tzw. „core”. Mięśnie „core” to mięśnie zlokalizowane w pobliżu środka ciężkości ciała, odpowiedzialne za utrzymanie stabilności tułowia, umożliwiające tym samym optymalne generowanie, przenoszenie i kontrolę sił oraz ruchów podczas zintegrowanej aktywności łańcuchów kinematycznych [88]. Mięśnie kończyn, takie jak: prostowniki i zginacze stawu kolanowego, w koncepcji stabilności centralnej, są mięśniami spoza „core”. Mięśnie te, klasyfikowane są jako mięśnie obwodowe. Zgodnie z przytoczoną teorią, optymalne warunki do pracy mięśniom obwodowym zapewniają wystarczająco wydolne mięśnie centrum. W sytuacji, kiedy mięśnie centrum są osłabione, mięśnie obwodowe są zmuszone do wygenerowania większej siły, w celu skompensowania jej braku w „core”. Osłabienie mięśni obszaru miednicy i stawu biodrowego w przebiegu FAI, może predysponować do generowania większej siły przez mięśnie kończyn dolnych [88].

W niniejszej pracy różnice w obszarze zmiennych opisujących siłę izokinetyczną pomiędzy grupami są bardziej istotne po stronie kończyny dolnej niezajętej. Obserwację tę tłumaczą powyżej opisane mechanizmy. Aby możliwe było skompensowanie osłabionych mięśni obszaru stawu biodrowego, głównie po stronie kończyny dolnej zajętej, konieczny jest wzrost siły mięśni obwodowych po stronie kończyny dolnej niezajętej. Dzieje się tak, ponieważ ciało dąży do wyrównania asymetrii pomiędzy stronami ciała, tak aby możliwy był jak najbardziej funkcjonalny ruch [88]. Teorię tę wspierają wyniki niniejszej pracy, z części oceniającej rozkład obciążenia stóp. Większy rozkład obciążenia stóp wykazano po stronie kończyny dolnej niezajętej. Obecność konfliktu panewkowo-udowego w jednym stawie biodrowym, wymusza adaptacje ciała do zmieniającego się rozkładu sił. Adaptacja ta przejawia się w zwiększonej sile mięśni po stronie niezajętej.

Najwięcej różnic międzygrupowych w niniejszej pracy wykazano w wynikach oceny siły izokinetycznej przy prędkości 180°/s. Wskazuje to na najsilniejsze działanie mechanizmów adaptacyjnych w trakcie wysiłku o umiarkowanym nasileniu. Można uznać, że biegi długodystansowe jako wysiłki tlenowe stanowią typ umiarkowanej formy aktywności, co potwierdzi założoną hipotezę.

Najwięcej badań oceniających wpływ siły mięśniowej na ryzyko wystąpienia urazu skupia się na mięśniach odwodzicielach stawu biodrowego, wskazując, że ich osłabienie, wpływa na zwiększenie ryzyka urazu, szczególnie ujawnienia zespołu pasma biodrowo-piszczelowego [83]. Taylor-Hass i wsp. [111] w badaniach na grupie biegaczy długodystansowych wykazali, że siła izokinetyczna mięśni stawu biodrowego jest wprost proporcjonalna do kinematyki stawu kolanowego. Przekładając powyższą wiedzę na kondycję narządu ruchu w przebiegu konfliktu panewkowo-udowego, można stwierdzić, że zmniejszona siła mięśni prostowników i odwodzicieli stawu biodrowego po stronie kończyny dolnej zajętej, będzie współwystępować z ograniczeniem ruchomości stawu kolanowego po tejże stronie. Badania nad siłą mięśni prostowników stawu kolanowego u biegaczy przeprowadzili Moffit i wsp. [75]. Badacze wykazali, że maksymalna siła izometryczna prostowników stawu kolanowego nie miała wpływu na biomechanikę biegu długodystansowego. Nie wykluczają oni jednak wpływu tejże siły na ryzyko wystąpienia urazu. Inne badania wskazują na brak skuteczności stretchingu wykonywanego przed aktywnością biegową na zmniejszenie ryzyka wystąpienia urazu [96]. Powers i Starub [98] ocenili siłę mięśni czworogłowych uda u osób po rekonstrukcji

więzadła krzyżowego przedniego. Ocenę tę przeprowadzili w odniesieniu do sił reakcji podłoża generowanych w trakcie biegu. Z przeprowadzonych obserwacji wyciągnęli wnioski mówiące o konieczności odbudowy symetrycznej siły mięśni czworogłowych uda w obu kończynach dolnych przed powrotem do aktywności biegowej po rekonstrukcji ACL. Wykazali też, że większa symetria siły mięśni czworogłowych wpływa na symetrię sił reakcji podłoża. W literaturze nie ma dostatecznej ilości badań oceniających wpływ siły mięśni kończyn dolnych na ryzyko wystąpienia urazu. Po analizie badań, których cele są zbliżone do oceny siły mięśni kończyn dolnych w trakcie biegu, należy przypuszczać, że siła mięśni kończyn dolnych nie ma generalnie wpływu na ryzyko wystąpienia urazu narządu ruchu.

W niniejszej pracy, analiza wpływu kilometrażu na międzygrupowe różnice w obszarze zmiennych siły izokinetycznej kończyn dolnych wykazała wyższe wartości zmiennych siły w grupie, w której tygodniowo pokonywany dystans nie przekraczał 42 kilometrów. Różnice te były istotne w kilku zmiennych w pomiarze przy prędkości $300^{\circ}/s$, oraz w stosunku agonistów do antagonistów w pomiarze przy prędkości $180^{\circ}/s$. Kyrolainen i wsp. [59] opublikowali wyniki inwazyjnych badań nad wpływem szeregu cech biomechanicznych na ekonomię biegu. Badacze korelowali wyniki osiągnięte przez biegaczy w próbach biomechanicznych ze strukturą włókien mięśniowych pobranych przy użyciu biopsji. Wykazali oni, że obecność większej ilości włókien szybkokurczliwych w mięśniu obszernym bocznym skorelowana była z większą siłą mięśni kończyn dolnych [59]. Konfrontując te informacje z wynikami niniejszej pracy, można przypuszczać, że mięśnie kończyn dolnych biegaczy, którzy pokonują krótsze dystanse, w swojej strukturze mogą zawierać większą ilość włókien szybkokurczliwych w porównaniu do mięśni kończyn dolnych biegaczy, którzy pokonują dłuższe dystanse. Większa ilość włókien szybkokurczliwych w strukturze mięśni może być powodem generowania przez nie większej siły.

Na podstawie literatury oraz wyników uzyskanych w niniejszej pracy, nie da się jednoznacznie określić, czy obecność zmian morfologii stawu biodrowego poprzez wpływ na siłę mięśni kończyn dolnych zwiększa ryzyko wystąpienia urazu u biegaczy.

5.6. Ograniczenia pracy

Za ograniczenie niniejszej pracy można uznać kryterium wieku, które stanowiło próg włączenia do grupy badanej. W grupie badanej znalazły się osoby młode. Dla uzyskania pełnego obrazu poruszanego problemu warto byłoby poddać takim samym badaniom również osoby starsze.

W niniejszej pracy zbadane zostały zakresy ruchu w stawie biodrowym w płaszczyźnie rotacyjnej. Dla uzyskania pełniejszego obrazu badanego tematu można w przyszłości do metodyki badań dołączyć pomiar zakresów ruchu w innych płaszczyznach oraz innych stawach kończyn dolnych biegaczy.

5.7. Podsumowanie

Celem niniejszej pracy była ocena wpływu zmian morfologicznych stawu biodrowego występujących u biegaczy amatorów na zmienne biomechaniczne i funkcjonalne w obrębie układu ruchu oraz określić, czy zaburzenia takie mogą predysponować do występowania urazów narządu ruchu u amatorów biegów długodystansowych.

Uzyskane wyniki wskazują na szereg zmian w parametrach biomechanicznych i funkcjonalnych w grupie biegaczy, ze zdiagnozowanymi zmianami morfologicznymi stawu biodrowego. Zaobserwowano u nich zmniejszony zakres ruchu rotacji wewnętrznej stawu biodrowego po stronie kończyny dolnej zajętej, pogorszenie wyników w testach równowagi statycznej i dynamicznej oraz zwiększenie obciążenia po stronie przyśrodkowej kończyny dolnej niezajętej. Otrzymane wyniki przedstawione w kontekście aktualnej wiedzy wykazują dużą korelację z ryzykiem występowania urazów. Wyniki testu FMS oraz pomiarów siły izokinetycznej nie dostarczyły jednoznacznego obrazu funkcji i mechaniki ciała biegaczy z FAI. Na podstawie wyników testu FMS i pomiarów siły izokinetycznej nie było możliwe określenie predyspozycji do wystąpienia urazu.

Płynące z pracy wnioski mogą mieć duże znaczenie dla biegaczy, zarówno amatorów i zawodowców oraz specjalistów (trenerów, lekarzy, fizjoterapeutów) pracujących z biegaczami. Wnioski te mogą mieć dwojakie zastosowanie. Po pierwsze, analizując technikę biegu, można zauważyć obecność schematów funkcjonalnych

i biomechanicznych świadczących o obecności zmian morfologicznych stawu biodrowego. Da to szansę wczesnego skierowania sportowca na dokładniejszą dalszą diagnostykę. Po drugie, wiedząc o istniejącym schorzeniu stawu biodrowego, biegacze, trenerzy i fizjoterapeuci będą mogli tworzyć programy profilaktyczne zapobiegające tworzącym się negatywnym kompensacjom. Tym samym, możliwe będzie wprowadzenie środków zaradczych dla ewentualnie postępujących zmian patologicznych morfologii stawu biodrowego oraz zapobieganie urazom, będących konsekwencją FAI.

6. WNIOSKI

- I. Obecność zmian morfologicznych stawu biodrowego powoduje ograniczenie ruchu rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym. Zgodnie z prawidłowościami biomechaniki biegu, brak fizjologicznej rotacji wewnętrznej stawu biodrowego kompensuje się nadmierną ruchomością sąsiednich segmentów ciała, głównie w obszarze niezajętej kończyny dolnej i odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Tym samym przeciążenie sąsiednich segmentów ciała może stwarzać podłoże dla powstawania urazów narządu ruchu.
- II. Biegacze, u których zdiagnozowano konflikt panewkowo-udowy osiągają gorsze wyniki w testach równowagi statycznej i dynamicznej w porównaniu do biegaczy, u których staw biodrowy jest prawidłowo zbudowany. Może to świadczyć o zaburzonej koordynacji nerwowo-mięśniowej obręczy miedniczej oraz osłabionej sile mięśni odwodzicieli stawu biodrowego po stronie zajętego stawu biodrowego. Taki stan może predysponować do wystąpienia urazów po stronie niezajętej kończyny dolnej.
- III. Obecność zmian morfologicznych stawu biodrowego nie powoduje pogorszenia funkcjonalnych wzorców ruchowych ocenianych za pomocą testu Functional Movement Screen w stosunku do osób z prawidłową budową stawów biodrowych. Wyniki uzyskane w tej pracy nie dają powodów, aby test FMS uznać za właściwe narzędzie predykcji urazów u biegaczy z zespołem FAI.
- IV. Niniejsze badania wykazały, że biegacze z FAI, mocniej obciążają przyśrodkową stronę stopy po stronie kończyny dolnej niezajętej konfliktem panewkowo-udowym, a nadmierne obciążenie jest bardziej uwidocznione podczas biegu w obuwiu niż boso. Taka asymetria obciążania kończyn dolnych może być przyczyną błędów w technice biegu, a tym samym potencjalnym czynnikiem ryzyka wystąpienia urazu.
- V. Obecność zmian o typie konfliktu panewkowo-udowego wpływa na obustronny wzrost wartości siły izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego. Jednak obserwacje te nie dają jednoznacznych

dowodów na istnienie związku pomiędzy większą siłą badanych mięśni u biegaczy z FAI i zwiększonym u nich ryzykiem urazu.

- VI. Uzyskane w niniejszej pracy wyniki wskazują na to, że przebiegany tygodniowo kilometr nie stanowi dodatkowego obciążenia dla układu ruchu, skutkującego pogorszeniem wzorców funkcjonalnych, asymetrią obciążenia kończyn dolnych ani przeciążeniem mięśni kończyn dolnych. Stąd można przypuszczać, że większy kilometr treningowy nie stanowi dodatkowego czynnika ryzyka wystąpienia urazu.

7. PIŚMIENNICTWO

1. Strona internetowa producenta aparatury BIODEX Dostęp: www.biodex.com [25.07.2021]
2. Amar J. *The Human Motor*. E. P. Dutton, New York. 1920; 50-52.
3. Andrade MS., Silva WA., Lira CAB., Mascarin NC., Vancini RL., Nikolaidis PT., Knechtle B. Isokinetic Muscular Strength and Aerobic Physical Fitness in Recreational Long-Distance Runners: A Cross-Sectional Study. *J Strength Cond Res*. 2022; 36(3): 73-80.
4. Arem H., Moore SC., Patel A., Hartge P., de Gonzalez AB., Visvanathan K., Campbell PT., Freedman M., Weiderpass E., Adami HO., Linet MS., Lee I., Matthews CE. Leisure time physical activity and mortality: A detailed pooled analysis of the dose response relationship. *JAMA Intern Med*. 2015; 175(6): 959-967.
5. Avman MA., Osmotherly PG., Snodgrass S., Rivett DA. Is there an association between hip range of motion and nonspecific low back pain? A systematic review. *Musculoskelet Sci Pract*. 2019; 42: 38-51.
6. Bagherifard A., Jabalameli M., Yahyazadeh H., Shafieesabet A., Gharanizadeh K., Jahansouz A., Khanlari P. Diminished femoral head–neck offset and the restricted hip range of motion suggesting a possible role in ACL injuries. *KSSTA*. 2017; 26(2): 368–373.
7. Bahr R., Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med*. 2005; 39(6): 324–329.
8. Bergstrom HC., Housh TJ., Dinyer TK., Byrd MT., Jenkins NDM., Cochrane-Snyman KC., Succi PJ., Schmidt RJ., Johnson GO., Zuniga JM. Neuromuscular responses of the superficial quadriceps femoris muscles: muscle specific fatigue and inter-individual variability during severe intensity treadmill running. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2020; 20(1): 77–87.
9. Bernardini BJ. *The Gait Cycle and Running Injuries*. Reconstructive Orthopedics. 2005; 1-2.
10. Boyle M. *New functional training for sports*. Human Kinetics. 2016. 1-2.
11. Burkule N. Marathon running for amateurs: Benefits and risks. *J Clin Prev Cardiol*. 2017; 5(4): 113.

12. Butler J. Dynamic Balance Performance and Noncontact Lower Extremity Injury in College Football Playe.,. *Sports Health*. 2013; 5(5): 418-420. [M]
13. Byrd JWT. Femoroacetabular Impingement in Athletes. *Sports Health*. 2013; 2(4): 321–333.
14. Byrne DP., Mulhall KJ., Baker JF. Anatomy & Biomechanics of the Hip. *TOSMJ*. 2010; 4: 51-57.
15. Camp CL., Spiker AM., Zajac JM., Pearson D., Sinatro AM., Dines JS., Coleman SH. (2018). Decreased Hip Internal Rotation Increases the Risk of Back and Abdominal Muscle Injuries in Professional Baseball Players. *J Am Acad Orthop Surg*. 2018; 26(9): 198-206.
16. Campbell JD., Higgs R., Wright K., Leaver-Dunn D. Pevis, hip and thigh injuries. In: Schenck RC, Guskiewicz KM, Holmes CF, Eds. *Athletic Training and Sports Medicine*. Rosemount: American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2001; 399.
17. Carini F., Mazzola M., Fici Ch., Palmeri S., Messina M., Damiani P., Tomasello G. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: Overview and current state of art. *Acta Biomed*. 2017; 88(1): 11-16.
18. Cavanagh PR., Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech*. 1980; 13(5), 397–406.
19. Chang WD., Chou LW., Chang NJ., Chen S. Comparison of Functional Movement Screen, Star Excursion Balance Test, and Physical Fitness in Junior Athletes with Different Sports Injury Risk. *Biomed Res Int*. 2020; 2020.
20. Chen CY., Jiang CC., Jan MH., Lai JS. Role of flexors in knee stability. *JFMA*. 1995; 94(5):255-260.
21. Cichy B., Wilk M. Gait analysis in osteoarthritis of the hip. *Med Sci Monit*. 2006; 12(12): 507-513.
22. Cody C., Wyles BS., Mark J., Heidenreich MD., Jack Jeng MD. The John Charnley Award: Redefining the Natural History of Osteoarthritis in Patients With Hip Dysplasia and Impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 2017; 475: 336–350.
23. Cook G., Burton L., Hoogenboom B. Preparticipation screening: The use of Fundamental Movements as an assessment of function – part 1 & 2. *N Am J Sports Phys Ther*. 2006; 1(3): 132–139.

24. Cunningham R., Hunter I., Seeley M., Feland B. Variations in Running Technique between Female Sprinters, Middle, and Long-Distance Runners.. *IJES*. 2013; 6(1): 43-51.
25. Damsted C., Glad S., Nielsen RO., Sorensen H., Malisoux L. Is there evidence for an association between changes in training load and running-related injuries? A systematic review. *Int J Sports Phys Ther*. 2018; 13(6): 931–942.
26. Drouin JM., Valovich-mcLeod TC., Shultz SJ., Gansneder BM., Perrin DH. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*. 2004; 91(1): 22-29.
27. Elphinsone J. Stability, sport and performance movement. Lotus Publishing. 2019: 19.
28. Evans MI., Galen RS., Britt DW. Principles of screening. *Semin Perinatol*. 2005; 29(6): 364–366.
29. Ferreira VML., Oliveira RR., Nazareno TS., Freitas LV., Mendonça LD. Interaction of foot and hip factors identifies achilles tendinopathy occurrence in recreational runners. *Phys Ther Sport*. 2020; 45: 111-119.
30. Finn A. Running with the Kenyans: Discovering the secrets of the fastest. Faber & Faber 2013: 25-30.
31. Folland JP., Allen SJ., Black MI. Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2017; 49(7): 1412–1423
32. Franklin BA. Preventing exercise related cardiovascular events: Is a medical examination more urgent for physical activity or inactivity? *Circulation*. 2014; 129(10): 1081-1084.
33. Frasson VB., Vaz MA., Morales AB., Torresan A., Telöken MA., Gusmão PDF., Baroni BM. (2018). Hip muscle weakness and reduced joint range of motion in patients with femoroacetabular impingement syndrome: a case-control study. *Braz J Phys Ther*. 2020; 24(1): 39-45.
34. Freke MD., Kemp J., Svege I., Risberg MA., Semciw A., Crossley KM. Physical impairments in symptomatic femoroacetabular impingement: a systematic review of the evidence. *BJSM*. 2016; 50(19), 1180.
35. Gaines JM., Talbot LA. Isokinetic Strength Testing in Research and Practice. *Biol Res Nurs*. 1999; 1(1): 57–64.

36. Gallo RA., Plakke M., Silvis ML. Common leg injuries of long-distance runners: anatomical and biomechanical approach. *Sports Health*. 2012; 4(6): 485-495.
37. Ganz R., Leunig M., Leunig-Ganz K., Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res*. 2008; 466: 264–272.
38. Giarmatzis G., Jonkers I., Wesseling M., Van Rossom S., Verschueren S. Loading of Hip Measured by Hip Contact Forces at Different Speeds of Walking and Running. *JBMR*. 2015; 30(8): 1431–1440.
39. Gold M., Varacallo M. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip Joint*. StatPearls Publishing. 2018: 1-5.
40. Gonell AC., Romero JAP., Soler ML. Relationship between the Y- Balance test scores and soft tissue injury incidence in a soccer team. *Int J Sports Phys Ther*. 2015; 10(7): 955–966.
41. Gribble PA., Hertel J., Plisky P. Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train*. 2012; 47(3): 339–357.
42. Grimes DA., Schulz KF. Uses and abuses of screening tests. *Lancet*. 2002; 359(9309): 881–884.
43. Hadzic V., Sattler T., Topole E., Jarnovic Z., Burger H., Dervisevic E. Risk factors for ankle sprain in volleyball players: A preliminary analysis. *Isokinet Exerc Sci*. 2009; 17: 155–160.
44. Haff GG., Lima CD., Pinto MD., Brown LE. Alternative Methods of Determining Hamstrings-to-Quadriceps Ratios: a Comprehensive Review. *J Sports Med*. 2019; 5(1): 1-14.
45. Hammoud S., Bedi A., Magennis E., Meyers WC., Kelly BT. High incidence of athletic pubalgia symptoms in professional athletes with symptomatic femoroacetabular impingement. *Arthroscopy*. 2012; 28(10):1388-1395.
46. Hartigan EH., Lawrence M., Bisson BM., Torgerson E., Knight RC. Relationship of the Functional Movement Screen In-Line Lunge to Power, Speed, and Balance Measures. *Sports Health*. 2014; 6(3): 197–202.
47. Hatton AL., Kemp JL., Brauer SG., Clark RA., Crossley KM. Impairment of Dynamic Single-Leg Balance Performance in Individuals With Hip Chondropathy. *Arthritis Care Res*. 2014; 66(5): 709–716.
48. Hepp WR., Debrunner HU. Diagnostyka w ortopedii. *PZWL*. 2008: 76-82.

49. Hewett TE., Myer GD., Ford KR., Heidt RS., Colosimo AJ., McLean SG., van den Boget AJ., Paterno MV., Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005; 33(4): 492–501.
50. Hollander K., Zech A., Rahlf AL., Orendurff MS., Stebbins J., Heidt C. The relationship between foot posture and running biomechanics: a systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2019; 72: 109-122.
51. Hotta T., Nishiguchi S., Fukutani N., Tashiro Y., Adachi D., Morino S., Aoyama T. Functional Movement Screen for Predicting Running Injuries in 18- to 24-Year-Old Competitive Male Runners. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(10), 2808–2815.
52. Johnston JD., Noble PC., Hurwitz DE., Andriacchi TP. Biomechanics of the hip. In: Callaghan J, Rosenberg AG, Rubas HE, Eds. *The Adult Hip.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 1998; 81-90.
53. Johnston W., Dolan K., Reid N., Coughlan GF., Caulfield B. Investigating the effects of maximal anaerobic fatigue on dynamic postural control using the Y-Balance Test. *J Sci Med Sport.* 2018; 21(1): 103–108.
54. Kakehata G., Goto Y., Iso S., Kanosue K. (2020). Timing of Rectus Femoris and Biceps Femoris Muscle Activities in Both Legs at Maximal Running Speed. *Med Sci Sports Exerc.* 2021; 53(3): 643–652.
55. Keller T., Weisberger A., Ray J., Hasan S., Shiavi R., Spengler D. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech.* 1996; 11(5): 253–259.
56. Kemp JL., Crossley KM., Crosley KM., Scholes MJ., Coburn SL., Jones DM., Silva DO., Johnston RTR., Pazzinatto MF., King MG. Relationship between hip muscle strength and hip biomechanics during running in people with femoroacetabular impingement syndrome. *Clin Biomech.* 2022; 92: 105587.
57. Kiesel K., Plisky PJ., Voight ML. Can Serious Injury in Professional Football be Predicted by a Preseason Functional Movement Screen? *N Am J Sports Phys Ther.* 2007; 2(3): 147–158.
58. King MG., Lawrenson PR., Semciw AI., Middleton KJ., Crossley KM. Lower limb biomechanics in femoroacetabular impingement syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2018; 52(9): 566-580.

59. Kyrolainen H., Kivela R., Koskinen S., McBride J., Andersen JL., Takala T., Sipila S., Komi PV. Interrelationships between Muscle Structure, Muscle Strength, and Running Economy. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35(1): 45–49.
60. Larson CM., Pierce BR., Giveans MR. Treatment of athletes with symptomatic intra-articular hip pathology and athletic pubalgia/ sports hernia: a case series. *Arthroscopy.* 2011; 27(6): 768-775.
61. Lee MJC., Reid SL., Elliott BC., Lloyd DG. Running Biomechanics and Lower Limb Strength Associated with Prior Hamstring Injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41(10): 1942–1951.
62. Linek P., Sikora D., Wolny T., Saulicz E. Reliability and number of trials of Y Balance Test in adolescent athletes. *Musculoskelet Sci Pract.* 2017; 31: 72-75.
63. Linton L., Valentin S. Running with injury: A study of UK novice and recreational runners and factors associated with running related injury. *J Sci Med Sport.* 2018; 21(12): 1221-1225.
64. Lisman P., Hildebrand E., Nadelen M., Leppert K. Association of Functional Movement Screen and Y-Balance Test Scores With Injury in High School Athletes. *J Strength Cond Res.* 2021; 35(7): 1930-1938.
65. Loudon JK., Parkerson-Mitchell AJ., Hildebrand LD., Teague C. Functional Movement Screen Scores in a Group of Running Athletes. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(4): 909–913.
66. Mann RA. Biomechanics of running. In: Ambrosia, RD and Drez D: *Prevention and treatment of running injuries*, ed 2. Slack, New Jersey. 1989: 70-72.
67. Martin RL., Irrgang JJ., Sekiya JK. The diagnostic accuracy of a clinical examination in determining intra-articular hip pain for potential hip arthroscopy candidates. *Arthroscopy.* 2008; 24(9): 1013-1018.
68. McIntosh AS. Risk compensation, motivation, injuries, and biomechanics in competitive sport. *Br J Sports Med.* 2005; 39(1): 2–3.
69. Mclean SG., Samorezov JE. Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41(8): 1661–1672.
70. McNitt-Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *J Appl Biomech.* 1991; 7(2): 201–224.
71. Mendonça LD., Ocarino JM., Bittencourt NFN., Macedo LG., Fonseca ST. (2018). Association of Hip and Foot Factors With Patellar Tendinopathy (Jumper’s Knee) in Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2018; 48(9): 676-684.

72. Meyers WC., Foley DP., Garrett WE., Lohnes JH., Mandlebaum BR. Management of severe lower abdominal or inguinal pain in highperformance athletes. PAIN (Performing Athletes with Abdominal or Inguinal Neuromuscular Pain Study Group). *Am J Sports Med.* 2000; 28(1): 2-8.
73. Mielnik M., Hermanson J., Wawrzynek W. Femoroacetabular impingement as a cause of hip pain in young adult patients. Diagnosis and treatment methods using arthroscopy. *Chirurgia Pol.* 2015; 17(1-2): 69-74. [Y]
74. Moen MH., Bongers T., Bakker EW., Zimmerman WO., Weir A., Tol JL., Backx FJG: Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2012; 22: 34-39.
75. Moffit TJ., Montgomery MM., Lockie RG., Pamukoff DN. Association Between Knee- and Hip-Extensor Strength and Running-Related Injury Biomechanics in Collegiate Distance Runners. *J Athl Train.* 2020; 55(12): 1262–1269.
76. Moore E., Chalmers S., Milanese S., Fuller JT. Factors Influencing the Relationship Between the Functional Movement Screen and Injury Risk in Sporting Populations: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Med.* 2019; 49(9): 1449-1463.
77. Murphy NJ., Eyles JP., Hunter DJ. Hip Osteoarthritis: Etiopathogenesis and Implications for Management. *Adv Ther.* 2016; 33(11): 1921–1946.
78. Nakagawa TH., Petersen RS. Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. *Phys Ther Sport.* 2018; 34: 174-179.
79. Neal BS., Griffiths IB., Dowling GJ., Murley GS., Munteanu SE., Franettovich Smith MM., Barton CJ. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res.* 2014; 7(1) 55.
80. Neptune R., Wright I., van den Bogert A. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. *Clin Biomech.* 2000; 15(8), 611–618.
81. Nielsen RO., Buist I., Parner ET., Nohr EA., Sørensen H., Lind M., Rasmussen S. Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: a 1-year prospective cohort study. *Br J Sports Med.* 2013; 48(6), 440–447.
82. Nigg B., Behling AV., Hamill J. Foot pronation. *Footwear Science.* 2019; 11(3):131-134.

83. Noehren B., Schmitz A., Hempel R., Westlake C., Black W. Assessment of Strength, Flexibility, and Running Mechanics in Men With Iliotibial Band Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014; 44(3): 217–222.
84. Norton K. Evidence for the aetiology of injuries in Australian football. *Br J Sports Med.* 2001; 35: 418–23.
85. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture.* 1998; 7: 77-95.
86. O’Keefe JH., Franklin B., Lavie CJ. Exercising for health and longevity vs peak performance: Different regimens for different goals. *Mayo Clin Proc.* 2014; 89(9): 1171-1175.
87. Oborný J. Opinions od veteran runners on the influence between long-distance running and holistically interpreter health. *Acta Facultatis Educationis Physicae Universitatis Comenianae.* 2016; 56(2): 93-106.
88. Okada T., Huxel KC., Nesser TW. Relationship Between Core Stability, Functional Movement, and Performance. *J Strength Cond Res.* 2011; 25(1): 252–261.
89. Olafsen N., Simpson S. Hip, Pelvis, and Thigh Injuries in Runners. *Clinical Care of the Runner. Assessment, Biomechanical Principles, and Injury Management.* Elsevier. 2020: 181-195.
90. Oravițan M. Posturology-fundamental concepts and practical applications. *Analele UVT- Seria EFS.* 2009;11: 61-69.
91. Parchmann CJ., McBride JM. Relationship Between Functional Movement Screen and Athletic Performance. *J Strength Cond Res.* 2011; 25(12): 3378–3384.
92. Peterson B., Hawke F., Spink M., Sadler S., Hawes M., Callister R., Chuter V. Biomechanical and Musculoskeletal Measurements as Risk Factors for Running-Related Injury in Non-elite Runners: A Systematic Review and Meta-analysis of Prospective Studies. *Sports Med Open.* 2022; 8(1): 38.
93. Piekorz Z., Lewandowski A., Szarski K., Zukow W. Injuries and trauma in the minds of long distance runners. *Journal of Education, Health Sport.* 2017; 7(3): 143-152.
94. Plisky P., Schwartkopf-Phifer K., Huebner B., Garner MB., Bullock G. Systematic Review and Meta-Analysis of the Y-Balance Test Lower Quarter: Reliability, Discriminant Validity, and Predictive Validity. *Int J Sports Phys Ther.* 2021; 16(5): 1190-1209.

95. Plisky PJ., Rauh MJ., Kaminski TW., Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(12): 911-919.
96. Pope RP., Herbert RD., Kirwan JD., Graham BJ. A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower-limb injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2000; 32(2): 271.
97. Powers CM., Bolgla L., Callaghan M., Collins N., Sheehan F: Patellofemoral pain: proximal, distal and local factors. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42: 1-20
98. Powers CM., Straub RK. Quadriceps strength symmetry predicts vertical ground reaction force symmetry during running in patients who have undergone ACL reconstruction. *Phys Ther Sport.* 2022; 3(57): 89-94.
99. Prilutsky BI., Gregor RJ., Ryan MM. Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running. *Exp Brain Res.* 1998; 120(4): 479–486.
100. Rambley AS., Fazrolrozi. A six-link kinematic chain model of human body using kane's method. *International Int J Mod Phys.* 2012; 9: 59–67.
101. Reiman MP., Bolgla LA., Lorenz D. Hip functions influence on knee dysfunction: a proximal link to a distal problem. *J Sport Rehabil.* 2009; 18(1): 33-46.
102. Robertson K., Burnham J., Yonz C., Patel A., Ireland ML., Noehren B. The Relationship between Hip Strength and the Y Balance Test. *Med sci Sports Exerc.* 2014; 46: 693.
103. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture.* 2005; 21(1): 85–94.
104. Schache AG., Bennell KL., Blanch PD., Wrigley TV. The coordinated movement of the lumbo–pelvic–hip complex during running: a literature review. *Gait Posture.* 1999; 10(1), 30–47.
105. Sharma J., Golby J., Greeves J., Spears IR: Biomechanical and lifestyle risk factors for medial tibial stress syndrome in army recruits: a prospective study. *Gait Posture.* 2011; 33(3): 361-5.
106. Siverling S., O'Sullivan E., Garofalo M., Moley P. Hip osteoarthritis and the active patient: will I run again? *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2012; 5(1): 24–31.

107. Smith-Petersen MN. Treatment of malum coxae senilis, oldslipped upper femoral epiphysis, intrapelvic protrusion of the acetabulum, and coxa plana by means of acetabuloplasty. *J Bone Joint Surg.* 1936; 18(4): 869–80.
108. Strosberg DS., Ellis TJ., Renton DB. (2016). The Role of Femoroacetabular Impingement in Core Muscle Injury/Athletic Pubalgia: Diagnosis and Management. *Front Surg.* 2016; 3: 6.
109. Sylvester AD., Lautzenheiser SG., Kramer PA. A review of musculoskeletal modelling of human locomotion. *Interface Focus.* 2021; 11(5): 20200060.
110. Tao H., Thompson C., Weber S. Can a modified Y-Balance test predict running overuse injuries over the course of a division I collegiate cross-country season? *Int J Sports Phys Ther.* 2021; 16(6): 1434–1441.
111. Taylor-Hass JA., Hugentobler JA., DiCesare CA., Lucas KCH., Bates NA., Myer GD., Ford KR. Reduced hip strength is associated with increased hip motion during running in young adult and adolescent male long-distance runners. *Int J Sports Phys Ther.* 2014; 9(4): 456-67.
112. Tenforde AS., Kraus E., Fredericson M. Bone Stress Injuries in Runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2016; 27(1): 139-49.
113. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987; 9: 161-165.
114. Trojjan TH., McKeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2006; 40: 610–613.
115. Tsigilis N., Douda H., Tokmakidis SP. Test-retest reliability of the Eurofit Test battery administered to university students. *Percept Mot Skills.* 2002; 95: 1295-1300.
116. Valenzuela KA., Lynn SK., Mikelson LR., Noffal GJ., Judelson DA. Effect of Acute Alterations in Foot Strike Patterns during Running on Sagittal Plane Lower Limb Kinematics and Kinetics. *J Sports Sci Med.* 2015; 14(1): 225–232.
117. Van der Worp MP., van der Horst N., de Wijer A., Backx FJG., Nijhuis-van der Sanden MWG. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Med.* 2012; 42(11): 969–992.

118. Van Mechelen W., Hlobil H., Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med.* 1992; 14(2): 82–99.
119. Van Mechelen W., Hlobil H., Zijlstra W., de Ridder M., Kemper H. Is Range of Motion of the Hip and Ankle Joint Related to Running Injuries? *Int J Sports Med.* 1992; 13(08): 605–610.
120. Velotta, J., Weyer, J., Ramirez, A., Winstead, J., Bahmonde, R. Relationship between leg dominance tests and types of task. *Portuguese Journal of Sports Sciences.* 2011; 11(2): 1035-1038 [K]
121. Videbæk S., Bueno AM., Nielsen RO., Rasmussen S. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 2015; 45(7): 1017-26.
122. Walaszek R., Chwała W., Walaszek K., Burdacki M., Błaszczuk J. Evaluation of the accuracy of the postural stability measurement with the Y-Balance Test based on the levels of the biomechanical parameters. *Acta Bioeng Biomech.* 2017; 19(2): 121-128.
123. Willems TM., Witvrouw E., Delbaere K., Philippaerts R., De Bourdeaudhuij I., De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females—a prospective study. *Scand J Med Sci Sports.* 2005; 15: 336–345.
124. Willwacher S., Kurz M., Robbin J., Thelen M., Hamill J., Kelly L., Mai P. Running-Related Biomechanical Risk Factors for Overuse Injuries in Distance Runners: A Systematic Review Considering Injury Specificity and the Potentials for Future Research. *Sports Med.* 2022; 52(8): 1863-1877.
125. World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects, *JAMA.* 2013; 27: 2191-2194. [X]
126. Xu Ch., Wen XX., Huang LY., Shang L., Cheng XX., Yan YB., Lei W. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *J Foot Ankle Res.* 2017; 17: 10-30.
127. Young CD. *A Brief History of the Olympic Games.* Blackwell publishing 2004; 26.
128. Zadpoor AA., Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clin Biomech* 2011; 26(5): 23–28.

129. Zadpoor AA., Nikooyan AA. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A meta-analysis. *Proc Inst Mech Eng H*. 2012; 226(8): 579–588.
130. Zeitoune G., Leporace G., Batista LA., Metsavaht L., Lucareli PRG., Nadal J. Do hip strength, flexibility and running biomechanics predict dynamic valgus in female recreational runners? *Gait Posture*. 2020; 79: 217-223.
131. Zhang J., Kim Y., Choi M., Zhang C. Characteristics of Biomechanical and Physical Function According to Symptomatic and Asymptomatic Acetabular Impingement Syndrome in Young Adults. *Healthcare*. 2022; 10: 1484.
132. Zini R., Panasci M. Femoroacetabular impingement. In: *Groin Pain Syndrome*. Springer International Publishing Switzerland. 2017; 45-55.

Streszczenie

Ocena zależności pomiędzy wskaźnikami morfologicznymi i fizjologicznymi stawu biodrowego a zwiększonym ryzykiem urazu u biegaczy amatorów

Cel pracy

Celem badań jest analiza wpływu zmian morfologicznych stawu biodrowego występujących u biegaczy amatorów na zmienne biomechaniczne i funkcjonalne w obrębie układu ruchu oraz określić czy zaburzenia takie mogą predysponować do wystąpienia urazu u amatorów biegów długodystansowych.

Material i metody

W badaniach wzięło udział 67 mężczyzn w wieku 30 – 50 lat ($42,7 \pm 7,4$) regularnie uprawiających biegi długodystansowe na poziomie amatorskim. Kilometraż tygodniowy osób badanych wynosił od 20 do 100 kilometrów (średnio $44,9 \text{ km} \pm 23,2 \text{ km}$). Badani byli członkami amatorskich grup biegowych, funkcjonujących na terenie województwa małopolskiego

Grupa biegaczy, wyselekcjonowana na podstawie szczegółowych kryteriów, poddana została badaniu RTG stawów biodrowych. Badanie rentgenowskie stawów biodrowych wykonane w pozycji AP oraz bocznej umożliwiło podział badanych na dwie grupy. Do grupy FAI (ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo-udowym) zakwalifikowano biegaczy, u których badanie RTG wykazało zmiany morfologii stawu biodrowego, a do grupy n-FAI (bez widocznych zmian o typie konfliktu panewkowo udowego) biegaczy, u których badanie RTG nie wykazało zmian morfologii stawu biodrowego. Na potrzeby analizy danych dokonano dodatkowego podziału badanych. Bazując na danych z ankiety, stworzono dwie grupy, do których przydzielono biegaczy, ze względu na tygodniowo pokonywany przez nich kilometraż. Do pierwszej grupy zakwalifikowano biegaczy, których tygodniowy kilometraż nie przekraczał 42 kilometrów. Do drugiej grupy zakwalifikowano biegaczy, których tygodniowy kilometraż wynosił co najmniej 42 kilometry. Wszyscy badani poddani zostali próbom biomechanicznym i testom funkcjonalnym. Zbadano zakresy ruchów w stawach biodrowych. Oceniono jakość wzorców funkcjonalnych przy użyciu Functional Movement Screen. Wykonano testy równowagi dynamicznej (Y-Balance Test) i statycznej (Flamingo Balance Test).

W części biomechanicznej, oceniono rozkład obciążenia stóp w trakcie biegu oraz siłę mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych.

Wyniki

Uzyskane wyniki wskazują, że zmiany morfologiczne stawu biodrowego o typie konfliktu panewkowo-udowego wpływają na zmienne biomechaniczne i funkcjonalne w obrębie układu ruchu u amatorów biegów długodystansowych. U biegaczy z FAI zaobserwowano ograniczenie ruchu rotacji wewnętrznej stawu biodrowego oraz pogorszenie wyników osiąganych w testach funkcjonalnych. W grupie badanych z FAI odnotowano gorsze wyniki w testach Y-Balance oraz Flamingo Balance Test, a także w wyniku globalnym Functional Movement Screen w porównaniu do wyników osiąganych przez grupę kontrolną. Obecność zmian morfologicznych stawu biodrowego wpływa na rozkład obciążenia stóp. Wykazano większe obciążenie stopy po stronie kończyny dolnej niezajętej w jej części przyśrodkowej w grupie biegaczy z FAI w porównaniu do biegaczy z grupy n-FAI. Obecność konfliktu panewkowo-udowego oddziałuje na siłę mięśni kończyn dolnych biegaczy. Badani z grupy FAI prezentowali wyższe wartości zmiennych siły w warunkach izokinetycznych w stosunku do grupy kontrolnej. Nie wykazano wpływu pokonywanego tygodniowo kilometrażu na osiągnięte w testach i próbach wyniki.

Wnioski

Wpływ zmian morfologicznych stawu biodrowego na zakres ruchu w stawach biodrowych, wyniki testów Y-Balance i Flamingo Balance Test oraz rozkład obciążenia stóp wskazują na zwiększone ryzyko wystąpienia urazu u badanych z grupy FAI w porównaniu do badanych z grupy kontrolnej. Wyniki uzyskane w teście FMS oraz w pomiarze siły izokinetycznej mięśni kończyn dolnych nie dowodzą jednoznacznie o różnicy w ryzyku wystąpienia urazu pomiędzy badanymi grupami. Analiza wyników, przeprowadzona ze względu na kilometraż, pozwoliła wykluczyć wpływ przebieganego dystansu, czyli zewnętrznego obciążenia na prezentacje wzorców funkcjonalnych i biomechanicznych. Porównanie to wykluczyło wpływ obciążenia zewnętrznego na ryzyko wystąpienia urazu.

Słowa kluczowe

zmiany morfologiczne stawu biodrowego, konflikt panewkowo-udowy, testy funkcjonalne, Y-Balance Test, Flamingo Balance Test, Functional Movement Screen, rozkład obciążenia stóp, siła izokinetyczna, ryzyko urazu

Abstract

Evaluation of the relationship of hip morphological and physiological factors with increased injury risk in amateur runners

Objective

The aim of this study is to analyze the effect of hip joint morphological changes occurring in amateur runners on biomechanical and functional variables within the musculoskeletal system, as well as to determine whether such abnormalities may predispose to injury in amateur long-distance runners.

Material and methods

The study covered 67 men aged 30-50 years (42.7 ± 7.4) regularly engaged in long-distance running at the amateur level. The weekly mileage of the subjects ranged from 20 to 100 kilometers (average $44.9 \text{ km} \pm 23.2 \text{ km}$). The subjects were members of amateur running groups, based in Małopolska district.

A group of runners, selected on the basis of specific criteria, underwent X-ray examination of hip joints. X-ray examination performed in AP and lateral positions of hip joints allowed the subjects to be divided into two groups. The FAI group (with diagnosed femoroacetabular impingement) included runners whose X-ray examination showed changes in hip joint morphology, and the n-FAI group (with no apparent changes of femoroacetabular impingement) included runners whose X-ray examination showed no changes in hip joint morphology. For the purpose of data analysis, an additional division of the subjects was made. Based on the data from the questionnaire, two groups were created, to which runners were assigned based on the weekly mileage they covered. The first group included runners whose weekly mileage did not exceed 42 kilometers. The second group included runners whose weekly mileage was at least 42 kilometers. All subjects underwent biomechanical and functional tests. Hip joint ranges of motion were examined. The quality of functional patterns was assessed using the Functional Movement Screen. Dynamic balance (Y-Balance Test) and static balance (Flamingo Balance Test) tests were conducted. In the biomechanical part, the load distribution on the feet during running and the strength of knee extensor and flexor muscles under isokinetic conditions were evaluated.

Results

The results indicate that hip joint morphological changes of the femoroacetabular impingement type affect biomechanical and functional variables within the musculoskeletal system among amateur long-distance runners. Reduced hip internal rotation motion and worsened performance in functional tests were observed in runners with FAI. The group of subjects with FAI showed worse results in the Y-Balance and Flamingo Balance Test, as well as in the Functional Movement Screen global score, compared to those of the control group. The presence of morphological changes in the hip joint affects the load distribution on feet. A higher load on the foot on the non-occupied side of the lower limb in the medial limb was shown in the FAI group of runners compared to runners in the n-FAI group. The presence of femoroacetabular impingement affects the lower limb muscle strength of runners. The subjects in the FAI group presented higher values of force variables under isokinetic conditions compared to the control group. There was no effect of weekly mileage covered on the results achieved in tests and trials.

Conclusions

The effect of hip morphological changes on hip joint range of motion, results of the Y-Balance and Flamingo Balance Test, and load distribution on the feet indicate an increased risk of injury in FAI subjects compared to control subjects. The results obtained in the FMS test and in the measurement of isokinetic strength of lower limb muscles do not clearly prove a difference in injury risk between the study groups. The analysis of results, carried out due to mileage, allowed to exclude the influence of distance run, i.e. external load on the presentations of functional and biomechanical patterns. The comparison ruled out the influence of external load on the injury risk.

Keywords

hip joint morphological changes, femoroacetabular impingement, functional tests, Y-Balance Test, Flamingo Balance Test, Functional Movement Screen, load distribution on feet, isokinetic force, injury risk

Spis rycin

Ryc. 1. Konflikt panewkowo-udowy typu cam-FAI	9
Ryc. 2. Konflikt panewkowo-udowy typu pincer-FAI	10
Ryc. 3. Cykl chodu i biegu	13
Ryc. 4. Aktywność EMG mięśni kończyn dolnych w cyklu biegu	15
Ryc. 5. Flamingo Balance Test	26
Ryc. 6. Y-Balance Test	27
Ryc. 7. Głęboki przysiad	29
Ryc. 8. Przeniesienie kończyny dolnej nad płotkiem	29
Ryc. 9. Przysiad w wykroku	29
Ryc. 10. Ruchomość obręczy barkowej	30
Ryc. 11. Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej	30
Ryc. 12. Ugięcie ramion w podporze	30
Ryc. 13. Stabilność rotacyjna tułowia	31
Ryc. 14. Pomiar rozkładu obciążenia stóp	32
Ryc. 15. Pomiar siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych	32

Spis tabel

Tabela 1. Charakterystyka osób badanych	23
Tabela 2. Wartości zakresu rotacji w stawach biodrowych w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	35
Tabela 3. Wartości Flamingo Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego	35
Tabela 4. Wartości Y-Balance Test w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego	36
Tabela 5. Wartości FMS w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego .	37
Tabela 6. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu bosu w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	38
Tabela 7. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu w obuwiu.....	40
Tabela 8. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego zmierzonych w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°/s w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	42
Tabela 9. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°/s w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego	45
Tabela 10. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 300°/s w zależności od zmian morfologicznych stawu biodrowego.....	47
Tabela 11. Wartości zakresu ruchu rotacji w stawach biodrowych w zależności od kilometrażu	49
Tabela 12. Wartości Flamingo Balance Test w zależności od kilometrażu	50
Tabela 13. Wartości Y-Balance Test w zależności od kilometrażu	50
Tabela 14. Wartości FMS w zależności od kilometrażu	51
Tabela 15. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu bosu w zależności od kilometrażu	52
Tabela 16. Wartości rozkładu obciążenia stóp podczas biegu w obuwiu w zależności od kilometrażu	54
Tabela 17. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w zależności od kilometrażu.....	55

Tabela 18. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°/s w zależności od kilometrażu 57

Tabela 19. Wartości siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180/s w zależności od kilometrażu..... 59