

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH

mgr Grzegorz Szlachta

**Ocena parametrów kinematycznych miednicy oraz kończyn
dolnych podczas lądowania jednonóż u pacjentów po zabiegu
rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor:

dr hab. Rafał Gnat prof. nadzw. AWF w Katowicach

Promotor pomocniczy:

dr Maciej Biały

KATOWICE 2022

Spis treści

1.	Wstęp.....	3
1.1.	Wprowadzenie.....	3
1.2.	Rola więzadła krzyżowego przedniego w kontroli stabilności stawu kolanowego	4
1.3.	Epidemiologia uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego i jego konsekwencje w kontekście funkcjonalnym	10
1.4.	Czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego.....	13
1.4.1.	Zewnętrzne czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego	14
1.4.2.	Wewnętrzne czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego	15
1.4.3.	Kinematyczne czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego	17
1.5.	Prewencja uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego	19
1.6.	Podsumowanie.....	20
2.	Cel i struktura badań.....	22
2.1.	Elementy struktury badania.....	22
2.1.1.	Model badawczy	22
2.1.2.	Zmienna niezależna główna.....	22
2.1.3.	Zmienne zależne	22
2.1.4.	Pomiary wartości zmiennych zależnych.....	23
2.1.5.	Zadania badawcze	23
2.2.	Cel badań.....	23
2.2.1.	Problem główny:.....	24
2.2.2.	Problemy szczegółowe:	24
3.	Materiał i metody badań	26
3.1.	Uczestnicy	26
3.2.	Narzędzia i procedury pomiarowe.....	28
3.2.1.	Lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek	29
3.2.2.	Lądowanie jednonóż po zeskoku pionowym.....	31
3.3.	Przetwarzanie danych	33
3.4.	Struktura badania.....	37
3.5.	Wiarygodność pomiarów	38
3.6.	Analiza statystyczna	39
4.	Wyniki	41

4.1.	Lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek.....	41
4.1.1.	Wiarygodność pomiarów.....	41
4.1.2.	Statystyki opisowe i analiza testowa.....	42
4.1.3.	Porównania post-hoc.....	46
4.1.4.	Wzorce kinematyczne.....	53
4.2.	Lądowanie jednonóż po zeskoku pionowym.....	55
4.2.1.	Wiarygodność pomiarów.....	55
4.2.2.	Statystyki opisowe i analiza testowa.....	56
4.2.3.	Porównania post-hoc.....	61
4.2.4.	Wzorce kinematyczne.....	64
5.	Dyskusja.....	67
5.1.	Wiarygodność pomiarów.....	67
5.2.	Empiryczne wzorce ruchu kończyn dolnych.....	68
5.2.1.	Lądowanie po przeskoku przez płotek.....	70
5.2.2.	Lądowanie po zeskoku pionowym.....	73
5.3.	Empiryczne a teoretyczne wzorce ruchu kończyn dolnych.....	77
5.4.	Podsumowanie.....	82
5.5.	Ograniczenia.....	83
6.	Wnioski.....	85
6.1.1.	Wniosek główny:.....	85
6.1.2.	Wnioski szczegółowe:.....	85
7.	Bibliografia.....	87
8.	Aneks 1.....	101

1. Wstęp

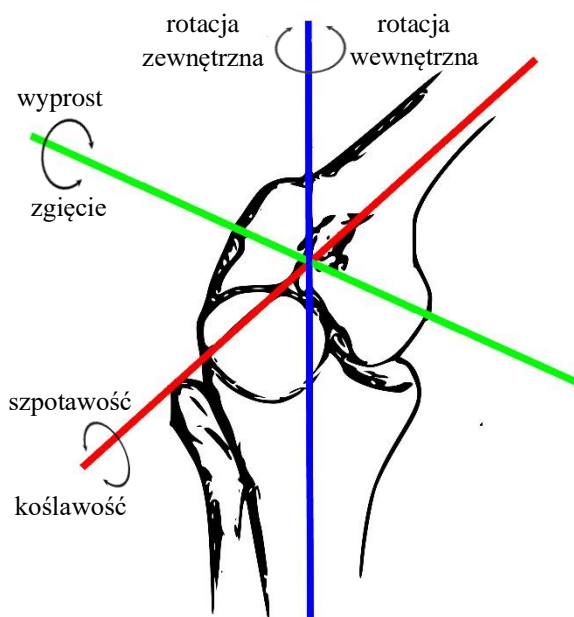
1.1. Wprowadzenie

Kontuzje stawu kolanowego stanowią około 60% wszystkich urazów związanych z uprawianiem sportu. Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego (WKP) to około 50% kontuzji stawu kolanowego [54]. Występuje ono w szczególności u osób uprawiających dyscypliny sportu związane ze zmianą kierunku ruchu, hamowaniem, wyskokami i lądowaniem. Spośród wszystkich uszkodzeń WKP ponad połowa (60%) zalicza się do urazów bezkontaktowych [4, 19, 39, 57, 75, 91]. Przebyta kontuzja często stawia pacjenta przed koniecznością podjęcia decyzji o poddaniu się zabiegowi rekonstrukcji uszkodzonego więzadła, którego konsekwencją jest uczestnictwo w czasochłonnym i kosztownym procesie fizjoterapii, jednak zastosowane leczenie nie zawsze kończy się powodzeniem [4]. Pomimo powrotu pacjenta do aktywności fizycznej nadal wstępuje ryzyko uszkodzenia zarówno rekonstruowanego więzadła, jak również więzadła zdrowej kończyny. Częstość występowania uszkodzeń o takim charakterze jest w istocie wysoka i wynosi 5-11% dla rekonstruowanego wcześniej WKP oraz 8-21% dla więzadła w kończynie przeciwnej [92, 97, 128]. Literatura podaje również, że do około 70% uszkodzeń WKP dochodzi podczas obciążania tylko jednej kończyny dolnej [121], a lądowanie jednonóż jest wymieniane jako jeden ze wzorców ruchowych w trakcie którego często zachodzi takie uszkodzenie [11, 58, 85].

Ocena kinematyki kończyny dolnej, zarówno tej, w której WKP zostało poddane rekonstrukcji, jak i kończyny nieoperowanej, podczas lądowania jednonóż może, wraz z odniesieniem uzyskanych wyników do grupy osób zdrowych, pozwolić na identyfikację czynników potencjalnie predysponujących do powstawania wtórnych uszkodzeń więzadła, co stanowić będzie przydatną informację dla personelu medycznego oraz samego pacjenta. Na jej podstawie w bardziej racjonalny sposób będzie można podejmować decyzje dotyczące bezpiecznego powrotu do aktywności sportowej oraz zredukować liczbę przypadków wtórnych kontuzji. Niewykluczone, że wyniki przyczynią się także do zapobiegania pierwotnym uszkodzeniom WKP oraz odegrają istotną rolę w procesie planowania fizjoterapii oraz treningu sportowego. Wszystkie z wymienionych powyżej faktów skłoniły autora do podjęcia przedstawionej w niniejszej rozprawie problematyki badawczej.

1.2. Rola więzadła krzyżowego przedniego w kontroli stabilności stawu kolanowego

Staw kolanowy pod kątem budowy anatomicznej klasyfikowany jest jako staw zawiasowy posiadający dwa stopnie swobody ruchu. Pierwszy z nich związany jest z osią poprzeczną stawu przechodzącą przez kłykcie kości udowej, wokół której zachodzą ruchy zgięcia i wyprostowania w płaszczyźnie strzałkowej. Drugi stopień swobody związany jest z osią podłużną kości piszczelowej, względem której zachodzą ruchy rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w płaszczyźnie poprzecznej. Warto zaznaczyć, że ruchy rotacji zachodzą wyłącznie w ustawieniu zgięciowym stawu kolanowego. Trzecia oś stawu kolanowego usytuowana jest prostopadle do dwóch poprzednich. Co prawda nie jest ona związana z trzecim stopniem swobody ruchu, jednak w wyniku elastyczności aparatu więzadłowego mogą zachodzić wokół niej przemieszczenia w kierunku koślawienia i szpotawienia stawu. Warunkiem występowania tych przemieszczeń jest ponownie zgięciowe ustawienie stawu [56]. Przebieg opisanych osi został przedstawiony na Rycinie 1.



Rycina 1. Schemat przebiegu osi obrotu stawu kolanowego wraz z wyszczególnieniem ruchów zachodzących względem poszczególnych osi.

Dla prawidłowego funkcjonowania kolana wymagane jest zachowanie swoistej „homeostazy” pomiędzy stabilnością w warunkach obciążenia ciężarem ciała oraz mobilnością podczas wykonywania ruchów. Warto podkreślić, iż ustawienie zgięciowe

powoduje wyraźne zmniejszenie stabilności stawu. Z tego powodu to podczas zgięcia najczęściej dochodzi do uszkodzenia aparatu więzadłowego, szczególnie WKP, które jest kluczowym obiektem niniejszej dysertacji [56].

Więzadło krzyżowe przednie powstaje z tkanki mezenchymatycznej, a jego rozwój zostaje zapoczątkowany w 7-8 tygodniu życia płodowego. W kolejnym okresie nadal następuje wzrost WKP, jednak nie dochodzi do poważnych zmian w organizacji jego struktury [25, 31, 35, 76]. Więzadło przyczepia się do tylnej, wewnętrznej powierzchni kłykcia bocznego kości udowej, przebiegając w kierunku przednim, przyśrodkowym i dystalnym, do kości piszczelowej, gdzie znajduje punkt zakotwiczenia na polu międzykłykciowym przednim. Jego długość wynosi 22-41 mm, zaś szerokość 7-12 mm [25, 101]. Funkcjonalnie dzieli się ono na dwa pęczki: przednio-przyśrodkowy oraz tylnoboczny. Wspomniane pęczki wykazują odmienne wzorce rozciągnięcia w zależności od ustawienia stawu kolanowego [25, 31, 36]. Niektórzy autorzy sugerują trójpęczkową budowę WKP wyróżniając dodatkowo pęczek pośredni [3, 52], jednak powszechniej przyjmuje się wspomniany podział dwupęczkowy [25, 31, 36]. Więzadło unerwiane jest przez włókna z tylnego nerwu stawowego odchodzącego od gałęzi nerwu piszczelowego, zaś unaczyniane przez tętnicę środkową kolana [25].

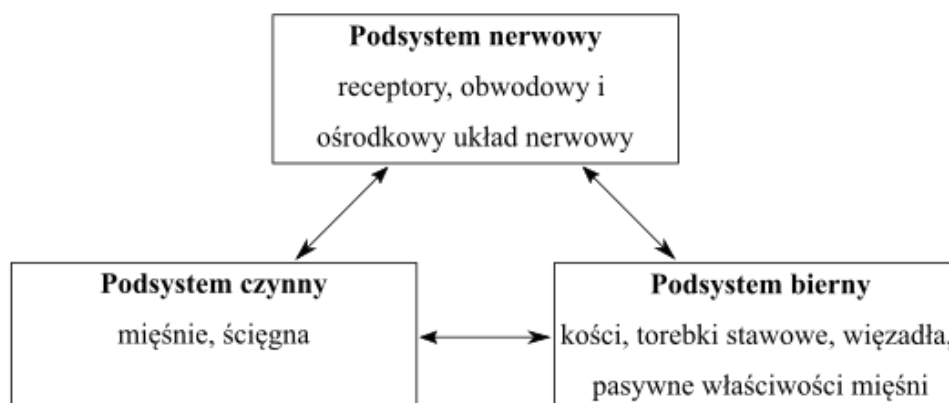
Mechanicznie WKP pełni istotną rolę w biernej stabilizacji stawu kolanowego ograniczając przednią translację kości piszczelowej w stosunku do kości udowej oraz rotację wewnętrzną, głównie w pobliżu ustawienia wyprostnego stawu kolanowego. W warunkach obciążenia ciężarem ciała ogranicza ono również rotację zewnętrzną oraz pozwala na kontrolę zakresu koślawości i szpotawości stawu kolanowego [4, 25]. Więzadło jest w stanie wytrzymać obciążenie rzędu 2000N nim dojdzie do jego zerwania [59]. Działanie WKP nie jest jednak związane wyłącznie z pełnieniem funkcji mechanicznych. W literaturze podkreśla się jego rolę czuciową wynikającą z obecności następujących receptorów:

- Ruffiniego, statycznych i dynamicznych o wolnej adaptacji, niskim progu pobudliwości, wrażliwych na rozciąganie, zlokalizowanych głównie w części udowej WKP;
- Vater-Pacciniego, dynamicznych, o szybkiej adaptacji, niskim progu pobudliwości, wrażliwych na szybkie ruchy, zlokalizowanych w zakończeniach części udowej oraz piszczelowej WKP;

- Golgiego, o wolnej adaptacji, wrażliwych w końcowych zakresach ruchu stawu, zlokalizowanych blisko udowego i piszczelowego przyczepu WKP;
- wolnych zakończeń nerwowych, tj. receptorów bólu.

Trzy pierwsze z wymienionych receptorów klasyfikowane są jako receptory czucia głębokiego. Dostarczają one informacji dośrodkowej o zmianach ustawienia stawu kolanowego [25, 104].

Wspomniane powyżej mechaniczne i czuciowe funkcje WKP podkreślają jego znaczenie w kontroli stabilności stawu kolanowego. Pojęcie stabilności oznacza zdolność do utrzymania określonej pozycji stawu lub powrót do tej pozycji po zadziałaniu bodźca zakłócającego jego ustawienie [104]. W celu rozwinięcia powyższej definicji warto odnieść się do funkcjonalnego modelu stabilności przedstawionego przez Panjabiego [90]. Autor ten wyszczególnił w nim trzy podsystemy wspólnie umożliwiające zachowanie stabilności: bierny (kości, torebki stawowe, więzadła, pasywne właściwości mięśni), czynny (mięśnie, ścięgna) oraz nerwowy (receptory, obwodowy i ośrodkowy układ nerwowy). Pomimo, że w ramach modelu poszczególne podsystemy zostały wyraźnie rozdzielone, to funkcjonalnie są one od siebie w pełni zależne (Rycina 2). Uwidacznia to rzut oka na WKP, będące osnową prowadzonych tutaj rozważań. Intuicyjnie można postrzegać je jako strukturę podsystemu biernego odpowiadająca za mechaniczną stabilność stawu w końcowych zakresach jego ruchu. Równoległe jednak jego receptory dostarczają informacji o ustawieniu kolana, a zatem pojawia się wpływ na pracę podsystemu nerwowego, a ten z kolei oddziałuje na podsystem czynny.

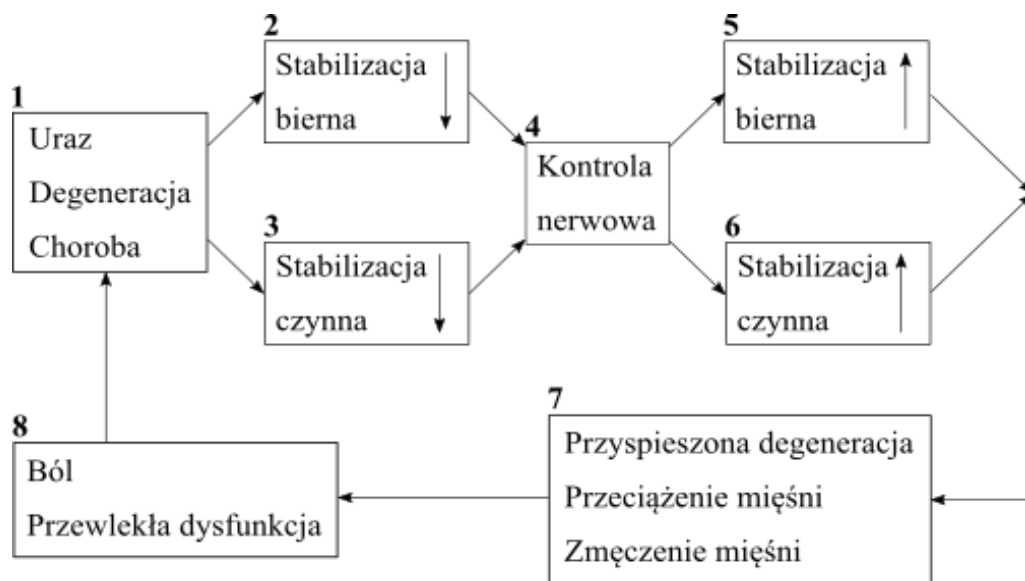


Rycina 2. Model stabilności stawu przedstawiony przez Panjabiego [90] z uwzględnieniem wzajemnych zależności pomiędzy poszczególnymi podsystemami.

W świetle przedstawionego powyżej modelu Panjabiego oczywisty jest fakt, że stabilność stawu nie opiera się wyłącznie na wydolności aparatu więzadłowego. Postrzegać ją można jako rodzaj „synergizmu” w którym kości, torebki stawowe, więzadła, mięśnie, ścięgna, receptory czuciowe oraz obwodowy i ośrodkowy układ nerwowy funkcjonują w harmonii w celu osiągnięcia wymaganego poziomu stabilności w warunkach statycznych i dynamicznych [90]. Po pojawieniu się sił powodujących zaburzenie ustawienia stawu, podsystem nerwowy na podstawie informacji uzyskanych z receptorów inicjuje odpowiednie działania podsystemu czynnego w celu przywrócenia stanu zrównoważenia. W sytuacji, gdy wszystkie trzy podsystemy nie wykazują jakiegokolwiek dysfunkcji, działanie sił destabilizujących nie będzie powodowało zmiany ustawienia stawu, zaś gdy do takiej zmiany dojdzie, staw niezwłocznie odzyska stabilność. Można nadmienić w tym miejscu, iż proces ten wymaga sprawnego funkcjonowania mechanizmów sprzężenia wyprzedzającego – odpowiedzialnego za działania występujące przed wykryciem zmiany ustawienia stawu, oraz sprzężenia zwrotnego – odpowiedzialnego za działania korygujące po wykryciu zmiany ustawienia stawu [104]. Jednym z warunków zapewniających odpowiednią dynamiczną stabilizację stawów w oparciu o powyższe mechanizmy jest występowanie równowagi pomiędzy mięśniami agonistycznymi i antagonistycznymi [8]. W sytuacji, w której nie dochodziłoby do współskurczu pomiędzy przednią i tylną grupą mięśni oddziałujących na staw kolanowy, mięsień czworogłowy uda podczas wyprostu stawu generowałby siłę znacznie przekraczającą wytrzymałość WKP, co spowodowałoby jego uszkodzenie [59]. Istotną rolę ochronną w takiej sytuacji pełni odruch więzadłowo-mięśniowy pomiędzy WKP a mięśniami kulszowo-goleniowymi. Stymulacja receptorów rozmieszczonych w więzadle powoduje odpowiedź w postaci aktywacji tych mięśni, generując siłę antagonistyczną tej, wywołującej przednią translację kości piszczelowej [125]. Potwierdzają to obserwacje Tsudy i wsp. [126], którzy w badaniu elektromiograficznym obserwowali zmianę poziomu aktywności mięśni kulszowo-goleniowych po wewnątrzstawowej stymulacji WKP bodźcem elektrycznym. Taka odpowiedź nie została zaobserwowana po lokalnej aplikacji środka znieczulającego.

W sytuacji, gdy którykolwiek ze wspomnianych podsystemów wykazuje cechy dysfunkcji, czy to na skutek degeneracji, czy też urazu, pozostałe podsystemy kompensują powstałe deficyty. Taka sytuacja ma miejsce podczas uszkodzenia WKP. Z jednej strony

uraz powoduje utratę funkcji mechanicznej więzadła polegającej na dostarczaniu sił niezbędnych do stabilizacji stawu kolanowego, z drugiej natomiast, uszkodzenie receptorów czucia głębokiego wywołuje upośledzenie jego funkcji czuciowej, co wiąże się z przekazywaniem zubożonych i mniej dokładnych informacji o ustawieniu oraz ruchu kolana. Zmienione sygnały czuciowe płynące ze stawu zostają „wychwycone” przez podsystem nerwowy, który w rezultacie inicjuje odpowiednie działania kompensacyjne w podsystemie czynnym, celem przywrócenia stabilności [90]. W opisanej sytuacji ów kompensacyjny plan motoryczny odbiega od standardowego. Opiera się on bowiem o nieadekwatne informacje płynące ze stawu kolanowego, a w pulę wykorzystywanych danych włącza również sygnały ze stawów sąsiednich, jak staw biodrowy czy skokowy. Wspomniane modyfikacje umożliwiają zachowanie funkcji, jednak przyczyniają się także do utrwalania zmodyfikowanych wzorców ruchowych, które na dłuższą metę mogą okazać się szkodliwe. Co istotne, proces ten dotyka zarówno kontuzjowanej, jak i przeciwnej kończyny dolnej. Kompensacje te mogą ujawniać się w zmodyfikowanej charakterystyce kinematycznej, kinetycznej, czy też aktywności elektrycznej mięśni, i dotyczyć wszystkich stawów kończyny dolnej: biodrowego, kolanowego oraz skokowego [83], wraz z ich aparatem mięśniowym. Dobrym przykładem są w tej kwestii badania Friemerta i wsp. [34] oraz Wojtysa i Hustona [135], którzy zaobserwowali, że odruch pomiędzy WKP a mięśniami kulszowo-goleniowymi w odpowiedzi na rozciągnięcie więzadła jest opóźniony u pacjentów z jego uszkodzeniem. Co ciekawe, w grupie takich pacjentów zaobserwowano również istotną preaktywację mięśni kulszowo-goleniowych podczas chodu pod górę, którą interpretowano jako jeden z przejawów kompensacji chroniącej WKP [55]. Opisaną w niniejszym akapicie dysfunkcję systemu stabilizacji wraz z towarzyszącymi następstwami zilustrowano poniżej w postaci schematu przedstawionego przez Panjabiego [90] (Rycina 3).



Rycina 3. Dysfunkcja systemu stabilizacji według Panjabiego [90]. Uraz, degeneracja i/lub choroba (1) upośledzają funkcjonowanie podsystemu biernego (2) i/lub podsystemu czynnego (3). Podsystem kontroli nerwowej (4) podejmuje działania zwiększając efektywność pozostałych podsystemów: biernego (5) oraz czynnego (6). W następstwie może to prowadzić do przyspieszonej degeneracji, przeciążenia oraz zmęczenia mięśni (7). Jeśli takie zmiany nie zostaną odpowiednio skompensowane, może dojść do rozwoju przewlekłej dysfunkcji i/lub występowania dolegliwości bólowych (8).

Standardowym postępowaniem w uszkodzeniach WKP jest zabieg rekonstrukcji, którego celem jest odtworzenie zerwanego więzadła, jednak niezależnie od rodzaju zastosowanego przeszczepu, jego umiejscowienia, czy sposobu mocowania, zabieg ten przywraca bardziej jego funkcje biomechaniczne, aniżeli czuciowe. Zrekonstruowane WKP nie przekazuje informacji czuciowej do ośrodkowego układu nerwowego w żaden inny sposób niż przed zabiegiem, a nawet w pełni przebudowany przeszczep nie przywraca właściwości czuciowych natywnego więzadła. Mimo to, podczas zabiegu występuje tendencja do zachowywania bogatych w receptory czucia głębokiego bliższych i dalszych przyczepów więzadła. Przywrócenie dynamicznej stabilności stawu kolanowego nie wiąże się zatem wyłącznie z rekonstrukcją WKP. Fundamentalnym etapem po zabiegu jest uczestnictwo pacjenta w procesie fizjoterapii w celu odtworzenia odpowiedniej kontroli nerwowo-mięśniowej samego stawu, jak i całej kończyny dolnej [83]. Kontrola ta, definiowana jako nieświadome sterowanie elementami podsystemu czynnego egzekwowane poprzez podsystem nerwowy w procesach przygotowania i odpowiedzi na ruch [104], a dzięki zjawisku neuroplastyczności ośrodkowego układu nerwowego ulega nieustannym modyfikacjom w oparciu o analizę i integrację informacji czuciowych.

Wspominane działania mają na celu przywrócenie optymalnej funkcji zarówno stawu kolanowego, jak również całej kończyny dolnej, a w rezultacie zmniejszenie ryzyka uszkodzenia operowanego więzadła oraz więzadła w nieoperowanej kończynie [42, 83, 105].

Badanie stabilności stawu może zostać wykonane z zastosowaniem różnorodnych metod. Kliniczna ocena wydolności biernych stabilizatorów stawu kolanowego odbywa się z wykorzystaniem klinicznych testów więzadłowych oraz badania artrometrycznego. Ze względu na złożoność procesów kontroli motorycznej „pomiar” dynamicznej stabilności stawu stanowi większe wyzwanie, jednak oferuje możliwość ilościowej oceny przynajmniej niektórych z cech dynamicznej stabilności. Obecnie dostępne metody pomiarowe pozwalają na ocenę jej komponentów czuciowych (np. ocena czucia pozycji stawu) oraz ruchowych (np. badanie elektromiograficzne, ocena kinematyki stawów, badanie sił reakcji podłoża). Jeśli chodzi o ocenę kinematyki stawu kolanowego w warunkach dynamicznych, to korzystnie jest wykorzystać jako bodziec zakłócający siły powstające podczas wykonywania naturalnych, szybkich wzorców ruchowych, np. biegu ze zmianą kierunku ruchu, lądowania po zeskoku, itp. W takich sytuacjach miarą stabilności dynamicznej będzie zakres „ugięcia” stawu (tj. przemieszczenia kąтового) pod obciążeniem. Warto dodać, iż ocena kinematyki nie powinna ograniczać się wyłącznie do jednego stawu, w przypadku niniejszej pracy – stawu kolanowego. Ze względu na kompleksowość bodźca destabilizującego należy w pomiarach uwzględnić też stawy sąsiednie. Działania te wydają się mieć istotne znaczenie w sytuacji, gdy dochodzi do upośledzenia pracy któregoś z wymienionych wcześniej podsystemów stabilizacyjnych, np. uszkodzenia WKP w wyniku urazu, i/lub podjęcia zabiegów skierowanych na jego normalizację, np. rekonstrukcji WKP [103–105, 132]. Dokładnie taki sposób myślenia stanowi kanwę niniejszej rozprawy.

1.3. Epidemiologia uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego i jego konsekwencje w kontekście funkcjonalnym

Uszkodzenie WKP występuje najczęściej u osób młodych, w przedziale wiekowym pomiędzy 15 a 25 lat. Do urazu dochodzi przede wszystkim u sportowców uprawiających dyscypliny sportu związane ze zmianą kierunku ruchu, hamowaniem, wyskokami i lądowaniem, takie jak: piłka nożna, piłka ręczna, koszykówka, siatkówka, rugby,

narciarstwo. Spośród wszystkich uszkodzeń WKP ponad połowa (60%) to uszkodzenia bezkontaktowe [4, 19, 39, 57, 75, 91, 131]. Literatura podaje, że około 65-90% wszystkich uszkodzeń poddawanych jest zabiegowi rekonstrukcji, a przedział wiekowy operowanych pacjentów wynosi 18-35 lat [13, 131]. Celem operacji jest odbudowa struktury więzadła, co wiąże się z poprawą biernej stabilności stawu kolanowego oraz zwiększeniem jego możliwości funkcjonalnych. Cały proces ma na celu stworzenie optymalnych warunków do bezpiecznego powrotu do aktywności fizycznej. Kluczowe zarówno dla pacjenta, jak i personelu medycznego, jest uzyskanie dyspozycji sportowej na poziomie sprzed urazu [13, 129]. Na końcowy sukces leczenia ma jednak wpływ wiele czynników, począwszy od wyboru rodzaju przeszczepu i sposobu jego mocowania, techniki operacyjnej, a skończywszy na procesie fizjoterapii pooperacyjnej oraz edukacji pacjenta [131].

Ważnym punktem procesu terapeutycznego jest określenie czasu kiedy potencjalnie może nastąpić powrót do aktywności fizycznej. Protokoły postępowania fizjoterapeutycznego wymagają upływu 6-12 miesięcy od operacji, nim pacjent powtórnie podejmie wysiłki związane ze zmianą kierunku ruchu, skokami oraz lądowaniem [41, 61, 134]. Badania przeprowadzone wśród australijskich fizjoterapeutów podają, że 22% z nich preferuje, by podjęcie przez pacjenta aktywności następowało pomiędzy 6 a 9 miesiącem od zabiegu, ponad połowa (54%) – pomiędzy 9 a 12 miesiącem, natomiast 23% – pomiędzy 12 a 18 miesiącem [26]. Decyzja o terminie powrotu do sportu, pomimo że podejmowana jest indywidualnie przez pacjenta, opiera się o zalecenia lekarza oraz fizjoterapeuty, którzy w dużym stopniu bazują na wynikach testów klinicznych, funkcjonalnych oraz kwestionariuszy. Obwarowana jest ona szeregiem wymagań, między innymi: koniecznością ustąpienia bólu oraz obrzęku w operowanej kończynie, odtworzenia pełnego zakresu ruchomości stawu, uzyskania siły mięśnia czworogłowego oraz mięśni kulszowo-goleniowych powyżej 85% w stosunku do kończyny nieoperowanej oraz stosunku siły mięśni kulszowo-goleniowych do siły mięśnia czworogłowego w pomiarze izokinetycznym (ang. *H/Q ratio*) w kończynie operowanej na poziomie powyżej 55% dla kobiet oraz 62,5% dla mężczyzn, uzyskania wyniku testu skoku jednonóż (ang. *hop test*) powyżej 85% w stosunku do kończyny nieoperowanej, wskaźnika oceny błędu lądowania LESS (ang. *landing error scoring system*) poniżej 5, wyniku w skali powrotu do sportu po urazie więzadła krzyżowego przedniego ACL-RSI (ang. *anterior cruciate ligament-return*

to sport after injury scale) powyżej 56 oraz wyniku w subiektywnej skali oceny stawu kolanowego IKDC (ang. *international knee documentation committee subjective knee evaluation form*) w granicach 15 percentyla zdrowych osób [37, 41, 130]. Niewielu pacjentów spełnia jednak wszystkie z tych warunków. Webster i Hewett [129] zaobserwowali, że zaledwie 23% pacjentów pomyślnie przechodzi baterię testów w okresie 5-10 miesięcy od zabiegu rekonstrukcji WKP. Według autorów, jej zaliczenie zmniejsza ryzyko uszkodzenia przeszczepu o 60%. Z innych badań wynika z kolei, iż po 12 miesiącach od zabiegu odsetek pacjentów, którzy z sukcesem przechodzą testy wynosi 21% [27], zaś w okresie 12-18 miesięcy – 33% [68].

Decyzję o powrocie do aktywności fizycznej w pierwszym roku po rekonstrukcji WKP podejmuje 67% pacjentów, a 33% powraca do sportu na poziomie wyczynowym. Spośród tych, którzy tego nie uczynili, 47% planuje powrót w późniejszym okresie [5]. W przeglądzie literatury Ardern i wsp. [4] wykazali, że w okresie 42 miesięcy po zabiegu do jakiegokolwiek aktywności fizycznej powraca 82% pacjentów, a 63% uzyskuje poziom sprawności sprzed kontuzji, zaś 44% powraca do sportu wyczynowego. Główną przyczyną powstrzymującą przed ponownym podjęciem aktywności fizycznej jest strach przed kolejną kontuzją, który zgłasza 19% badanych. Inne występujące tutaj czynniki są związane bezpośrednio ze stawem kolanowym, np. ból, obrzęk, sztywność, niskie wyniki oraz asymetrie rejestrowane w testach funkcjonalnych (13%), czy też czynniki psychosocjalne zaobserwowane u 11% badanych, a wśród nich: zobowiązania rodzinne, zmiana stylu życia, lęk przed utratą pracy z powodu absencji spowodowanej ponownym urazem [4, 22, 44, 63]. Badania wykazują związek pomiędzy lepszą funkcją stawu kolanowego, a niższym poziomem lęku przed ponowną kontuzją [44].

Pomimo zastosowania leczenia operacyjnego i uczestnictwa w procesie fizjoterapii nadal istnieje ryzyko uszkodzenia więzadła zarówno w operowanej kończynie, jak również w kończynie przeciwnej. Paterno i wsp. [92] informują o 9% przypadków uszkodzenia WKP w operowanej kończynie oraz 21% przypadków urazów w kończynie przeciwnej w okresie 8 miesięcy po zabiegu rekonstrukcji WKP. Webster i wsp. [128] udokumentowali 5% przypadków uszkodzeń przeszczepu i 8% uszkodzeń więzadła w przeciwnej kończynie. Co więcej, niemal połowa wspomnianych urazów ma miejsce w pierwszym roku od zabiegu. W ciągu obserwacji trwającej 10 lat Pinczewski i wsp. [97] zaobserwowali

11% przypadków uszkodzeń przeszczepu oraz 16% urazów WKP w przeciwnej kończynie. Miały one miejsce w średnim okresie 51 miesięcy od zabiegu. Wiggins i wsp. [131] sugerują, że sportowcy powracający do sportu po rekonstrukcji WKP obarczeni są od 30 do 40 razy większym ryzykiem urazu WKP, aniżeli sportowcy bez historii uszkodzenia więzadła. Prawdopodobnie ponad 90% pacjentów powraca do sportu bez obiektywnej oceny funkcjonalnej po zabiegu rekonstrukcji WKP. Może to być przyczyną tak wysokich wskaźników zrywania przeszczepów WKP oraz urazów kończyny przeciwnej [45].

Przebyty w przeszłości uraz WKP zwiększa ryzyko wystąpienia zmian zwyrodnieniowych stawu kolanowego, którego odsetek w tej grupie pacjentów wynosi 50-90% [71, 72, 124]. Przegląd literatury stanowi, że do 13% przypadków zwyrodnienia stawu kolanowego powstaje w okresie 10-15 lat po doznaniu izolowanego urazu WKP, a u pacjentów ze współistniejącym uszkodzeniem łąkotek odsetek ten wynosi 21-48% [124]. Mimo że prewencja zarówno pierwotnego, jak i wtórnego urazu WKP jest tematem szeroko badanym, jak dotąd nie udało się uzyskać zmniejszenia istotnej tendencji do uszkodzeń WKP [24].

1.4. Czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego

Czynniki ryzyka predysponujące do uszkodzenia WKP klasyfikowane są przez autorów w dwóch kategoriach: zewnętrznych i wewnętrznych. Pośród czynników zewnętrznych wyszczególniane są: rodzaj uprawianego sportu, poziom zaawansowania zawodnika, rodzaj nawierzchni na której podejmowana jest aktywność, warunki pogodowe, rodzaj obuwia oraz stosowanie zaopatrzenia ortopedycznego [6, 15, 112, 113, 119, 29, 40, 58, 64, 86, 87, 96, 106]. Wewnętrzne czynniki ryzyka uszkodzenia WKP związane są indywidualnie z każdym sportowcem, a wśród nich wyróżnia się: płeć, środowisko hormonalne, czynniki genetyczne, charakterystyki anatomiczne stawu kolanowego, historię uszkodzenia stawu kolanowego, rodzaj zastosowanego przeszczepu podczas wcześniejszych zabiegów rekonstrukcji WKP, czynniki związane z kontrolą nerwowo-mięśniową, jak również kinetyką i kinematyką kończyny dolnej [9, 14, 70, 80, 92, 96, 97, 102, 107, 110, 111, 113, 15, 114, 115, 117, 127, 128, 136, 139, 140, 30, 40, 48–51, 65].

W pracach naukowych zaznaczana jest pewna przewaga znaczenia wewnętrznych czynników ryzyka uszkodzenia WKP w stosunku do zewnętrznych. Co więcej, wiele ze

wspomnianych czynników wewnętrznych ma charakter modyfikowalny. Z tego też powodu, więcej uwagi zostanie poświęcone tutaj omówieniu tejże grupy czynników. Ze względu natomiast na ścisły związek z tematyką niniejszej pracy, osobny podrozdział zostanie poświęcony objaśnieniu wewnętrznych, kinematycznych czynników ryzyka.

1.4.1. Zewnętrzne czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego

Pierwszym z istotnych zewnętrznych czynników ryzyka uszkodzenia WKP jest rodzaj uprawianego sportu. Jako dyscypliny sportowe podczas których ryzyko uszkodzenia WKP jest największe literatura wymienia: koszykówkę, siatkówkę, piłkę nożną, piłkę ręczną, rugby oraz narciarstwo [6, 58, 96]. Każda z tych dyscyplin powiązana jest z innymi potencjalnymi zagrożeniami, np. nawierzchnią, warunkami atmosferycznymi, obuwiem lub innym wyposażeniem, czy wzorcami ruchowymi powodującymi uraz. Na przykład, Olsen i wsp. [86] zaobserwowali zwiększoną częstość występowania uszkodzeń WKP w grupie piłkarzy ręcznych trenujących na sztucznych nawierzchniach halowych w porównaniu do ćwiczących na drewnianych parkietach. Ruedl i wsp. [106] stwierdzili, że występowanie oblodzonej nawierzchni jest czynnikiem około 24-krotnie zwiększającym ryzyko uszkodzenia WKP u narciarek. Podczas nasilenia opadów deszczu Orchard i wsp. [87] notowali spadek częstości uszkodzeń WKP, co według autorów związane było ze zmiękczeniem podłoża. Wśród sportowców uczestniczących w sportach na naturalnej nawierzchni z wykorzystaniem butów z korkami, istotne dla zmniejszenia odsetka uszkodzeń miało natomiast zastosowanie korków krótszych [64].

W poruszonym temacie autorzy wielokrotnie zaznaczają też rolę interakcji pomiędzy obuwiem a nawierzchnią i ich związek z siłami tarcia [40, 64, 86–88]. Według Griffin i wsp. [40] sportowcy mogą modyfikować wzorce ruchowe w zależności od przyczepności obuwia do nawierzchni, co w rezultacie przekłada się na zmianę kinematyki oraz kinetyki kończyny dolnej. Związek występowania sił tarcia pomiędzy obuwiem i nawierzchnią może zatem bezpośrednio (zwiększone tarcie) oraz pośrednio (zmiana wzorca ruchowego w następstwie zwiększonego tarcia) wpływać na uszkodzenie WKP.

Używanie ortezy może z kolei zredukować ryzyko uszkodzenia WKP [29, 112, 119]. Sitler i wsp. [112] zaobserwowali niemal 3 razy rzadsze występowanie tych uszkodzeń u

sportowców, którzy profilaktycznie stosowali ortezy stawu kolanowego podczas aktywności fizycznej.

1.4.2. Wewnętrzne czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego

Wielu autorów podkreśla związek płci z częstością występowania uszkodzeń WKP. Wśród kobiet ryzyko urazu WKP jest 2-10 razy większe niż u mężczyzn. Z płcią żeńską wiążą się również inne wewnętrzne czynniki ryzyka, takie jak: wpływ hormonów, większy zakres przedniej translacji kości piszczelowej w badaniu artrometrycznym stawu kolanowego, nadmierny zakres jego wyprostu, odmienna kontrola nerwowo-mięśniowa oraz wykorzystanie odmiennych wzorców ruchowych [48, 50, 51, 80, 102, 110, 113, 115, 136].

W wielu badaniach podkreślany jest czynnik hormonalny obecny u kobiet. Przeglądy literatury donoszą, że kobiety częściej uszkadzają więzadło w fazie przedowulacyjnej oraz owulacyjnej cyklu menstrualnego. Co więcej, faza owulacyjna wiąże się z większą rozciągliwością WKP w badaniu artrometrycznym [48, 115]. Według Herzberga i wsp. [48] stosowanie doustnych środków antykoncepcyjnych może zmniejszyć ryzyko urazu WKP nawet o 20%.

Liczne prace podkreślają związek ryzyka uszkodzenia WKP ze zmiennymi powiązаныmi bezpośrednio ze stawem kolanowym. Osoby z nadmierną przednią translacją kości piszczelowej w stosunku do kości udowej w badaniu artrometrycznym są bardziej narażone na uszkodzenie WKP. Według Myer i wsp. [80] różnica rzędu 1,3mm pomiędzy kończynami czterokrotnie zwiększa ryzyko uszkodzenia więzadła. Z kolei z innych obserwacji wynika, iż kobiety cechują się większą przednią translacją kości piszczelowej w stosunku do mężczyzn [80, 113, 136], co może wskazywać na związek ze spotykaną u nich większą częstością uszkodzeń.

Myer i wsp. [80] twierdzą również, że występowanie przeprostu stawu kolanowego około pięciokrotnie zwiększa ryzyko uszkodzenia WKP. Taki przeprost zaobserwowano u niemal 79% kobiet po rekonstrukcji WKP, a tylko u 37% kobiet zdrowych, co może sugerować zwiększone ryzyko uszkodzenia więzadła u osób z przeprostem [102].

Innym czynnikiem jest budowa anatomiczna stawu powiązana z ryzykiem uszkodzenia WKP. Zwężenie dołu międzykłykciowego kości udowej wymieniane jest jako jedna ze zmiennych anatomicznych predysponujących do urazu [9, 30, 40, 65, 111, 117].

Według Souryal i wsp. [117] osoby zdrowe z takim zwężeniem są około 26 razy bardziej narażone na bezkontaktowe uszkodzenie WKP w stosunku do osób z normalną szerokością dołu międzykłykciowego. Omawiane zwężenie zostało zaobserwowane u pacjentów po rekonstrukcji WKP również w kończynie nieoperowanej, co może wskazywać na zwiększone ryzyko kontuzji przeciwnej kończyny [127].

Historia przebytego urazu WKP i/lub jego rekonstrukcja również klasyfikowane są jako kolejne czynniki ryzyka uszkodzenia zarówno rekonstruowanego więzadła, jak i więzadła w przeciwnej kończynie [110]. Literatura informuje o 5-11% przypadków uszkodzenia przeszczepu oraz 8-21% przypadków urazów w kończynie przeciwnej w grupie pacjentów, u których wcześniej wykonano zabieg rekonstrukcji WKP. Odsetek uszkodzeń więzadła jest sześciokrotnie większy u pacjentów po zabiegu w porównaniu do osób zdrowych [92, 97, 128].

Poza samą historią uszkodzenia przeszczepu, rodzaj graftu zastosowanego do zastąpienia natywnego więzadła wydaje się również mieć znaczenie, jednak wyniki badań nie są w tym przypadku jednoznaczne. Samuelsen i wsp. [107] w przeglądzie literatury donoszą, że w grupie pacjentów, u których zastosowano przeszczep z mięśnia półścięgnistego i smukłego występował większy odsetek uszkodzeń, niż w przypadkach z wykorzystaniem przeszczepu z więzadła właściwego rzepki. Co ciekawe, autorzy ci nie obserwowali różnic w badaniu atrometrycznym stawu, teście Lachmana oraz teście pivot shift pomiędzy grupami. Z kolei w przeglądzie literatury wykonanym przez Xie i wsp. [139] nie zaobserwowano różnic w częstości uszkodzeń pomiędzy pacjentami z przeszczepem z mięśni półścięgnistego i smukłego oraz z więzadła właściwego rzepki. W grupie osób, w której zastosowano przeszczep z więzadła właściwego rzepki zaobserwowano jedynie więcej dodatnich testów pivot shift.

Poza wspomnianymi czynnikami ryzyka związanymi z płcią, czy zmiennymi powiązanimi ze stawem kolanowym, istotny związek z ryzykiem uszkodzenia WKP wykazują też parametry kinetyczne kończyn dolnych. Hewett i wsp. [50] oraz Leppanen i wsp. [70] zaobserwowali większe wartości sił reakcji podłoża podczas lądowania w grupie osób, które doznały uszkodzenia WKP w późniejszym okresie. Niektórzy z autorów podkreślają również znaczenie odmiennej aktywności mięśniowej w badaniu elektromiograficznym. Wzajemny współskurcz mięśni kulszowo-goleniowych

oraz mięśnia czworogłowego może być istotny dla ochrony stawu kolanowego przed urazem. Z kolei zmniejszona aktywność oraz siła mięśni kulszowo-goleniowych wpływa negatywnie na ochronę więzadła [49, 114]. Wyższy poziom aktywności mięśnia czworogłowego podczas lądowania wraz z opóźnieniem aktywacji mięśni kulszowo-goleniowych rejestrowano w grupie kobiet. Cechy te nie pojawiały się natomiast u mężczyzn [14, 49]. Zebis i wsp. [140] obserwowali zmniejszoną preaktywację mięśnia półścięgnistego oraz zwiększoną preaktywację głowy bocznej mięśnia czworogłowego uda podczas ruchów z nagłą zmianą kierunku u kobiet, które w późniejszym okresie doznały uszkodzenia WKP.

1.4.3. Kinematyczne czynniki ryzyka uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego

Kolejny, wewnętrzny czynnik ryzyka uszkodzenia WKP związany z kinematyką stawu kolanowego oraz kończyny dolnej zostanie przedstawiony w niniejszym, osobnym podrozdziale, a to ze względu na jego ścisły związek z problematyką rozprawy. Bezkontaktowe uszkodzenie WKP, jak wspomniano w poprzednich akapitach, często występuje podczas lądowania. Jednym z powszechnie przyjętych parametrów oceny kinematyki stawu kolanowego jest tzw. dynamiczny kąt koślawości. Według literatury wykazuje on związek z niemal połową urazów bezkontaktowych. Wspomniany parametr bazuje na ocenie kąta w płaszczyźnie czołowej pomiędzy prostą łączącą kolec biodrowy przedni górny i środek rzepki oraz prostą łączącą środek rzepki i środek stawu skokowego górnego [43, 46, 47, 77–79, 94, 95]. Według literatury nadmierny dynamiczny kąt koślawości powoduje zwiększenie sił kompresyjnych działających na boczną część stawu kolanowego, zmniejszając kompresję na część przyśrodkową, w wyniku czego dochodzi do napięcia tkanek w obszarze przyśrodkowym oraz rozluźnienia przedziału bocznego. W rezultacie pojawia się zwiększenie zakresu rotacji zewnętrznej kości piszczelowej oraz tendencja do jej przedniej translacji w stosunku do kości udowej, co powoduje rozciągnięcie WKP [14, 23, 33, 50, 57, 123]. Kobiety, u których zaobserwowano zwiększony dynamiczny kąt koślawości stawu kolanowego podczas lądowania częściej uszkadzały WKP w późniejszym okresie [50, 82]. Należy też zaznaczyć, iż termin dynamiczny kąt koślawości w rozumieniu przedstawianym tutaj nie jest tożsamy ze wspomnianym powyżej oraz opisanym w poprzedniej części pracy przemieszczeniem w kierunku koślawości (Podrozdział 1.2).

Warto również podkreślić, że dynamiczny kąt koślawości nie jest związany wyłącznie ze stawem kolanowym oraz płaszczyzną czołową. Literatura wyraźnie wskazuje na jego związek z innymi przemieszczeniami: przywiedzeniem i rotacją wewnętrzną w stawie biodrowym; przemieszczeniem podudzia w kierunku koślawości i rotacją zewnętrzną w stawie kolanowym, jak również pronacją w stawie skokowym [92,94-99,104].

Autorzy wielokrotnie podkreślają związek techniki lądowania z kinematycznymi czynnikami ryzyka uszkodzenia WKP. Boden i wsp. [14, 15] wyróżnili dwie takie techniki – bezpieczną oraz prowokującą uraz. Bezpieczna technika wiąże się z lądowaniem na przodostopie (Rycina 4A), a technika lądowania prowokująca uraz – z lądowaniem na tyłostopie, bądź na płasko ustawioną stopę (Rycina 4B). W grupie badanych, u których dochodziło do uszkodzenia WKP podczas lądowania techniką prowokującą uraz obserwowano większy kąt zgięcia stawu biodrowego, mniejszy kąt zgięcia stawu kolanowego oraz znacznie bardziej pionowe ustawienie płaszczyzny plateau kości piszczelowej, co stwarzało korzystne warunki do przedniej translacji kości piszczelowej w stosunku do kości udowej oraz rozciągnięcia WKP [14, 15, 17].



Rycina 4. Bezpieczna technika lądowania (A) oraz technika lądowania prowokująca uraz WKP (B).

Ponadto, Larwa i wsp. [66] w niedawnym przeglądzie systematycznym literatury wykazali, że u osób, które uszkadzały WKP występowały następujące charakterystyki kinematyczne w obrębie kończyny dolnej: zwiększone zgięcie stawu biodrowego, zmniejszone zgięcie stawu kolanowego, zwiększony dynamiczny kąt koślawości stawu kolanowego oraz zwiększone zgięcie grzbietowe stawu skokowego.

Na podstawie powyższych obserwacji zdefiniowany zostać może swoisty **wzorzec** parametrów kinematycznych **predysponujący do uszkodzenia WKP**. W jego skład należy włączyć następujące elementy: zwiększony zakres zgięcia, przywiedzenia i rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym; zmniejszony zakres zgięcia w stawie kolanowym; zwiększony zakres przemieszczenia w kierunku koślawości i rotacji zewnętrznej w stawie kolanowym; zwiększony zakres zgięcia grzbietowego i pronacji w stawie skokowym.

1.5. Prewencja uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego

Wymieniane w literaturze czynniki ryzyka uszkodzenia WKP wskazują, że mechanizm bezkontaktowego uszkodzenia WKP ma charakter wieloczynnikowy. Z tego też powodu istotna wydaje się tutaj identyfikacja wpływów o charakterze modyfikowalnym oraz ich redukcja celem zmniejszenia odsetka uszkodzeń więzadła.

Prewencja uszkodzenia WKP ze względu na częstość jego zerwań jest tematem szeroko badanym. Istotą działań prewencyjnych jest wprowadzenie postępowania treningowego optymalizującego kontrolę nerwowo-mięśniową, prowadzącego do uzyskania optymalnej aktywności mięśniowej, poprawy dynamicznej stabilizacji stawu kolanowego i kończyny dolnej oraz techniki wykonywania codziennych wzorców ruchowych, czy też tych, wykorzystywanych w konkretnej dyscyplinie sportowej. Istotnym biomechanicznym aspektem programu zapobiegawczego jest m.in. poprawa parametrów kinematycznych (np. zmniejszenie nadmiernego zakresu ruchu stawu kolanowego i innych stawów kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej) i kinetycznych (np. zwiększenie aktywności mięśni kulszowo-goleniowych oraz zmniejszenie wielkości sił reakcji podłoża) charakteryzujących owe wzorce [81, 89].

Warto podkreślić, że dotychczas nie zidentyfikowano jednego, optymalnego programu prewencji uszkodzeń WKP, a wśród rekomendowanych strategii sugerowane jest podejście wielokomponentowe, zawierające kombinacje ćwiczeń plyometrycznych, równoważnych,

siłowych oraz gibkościowych. W literaturze podkreślana jest również istotność stosowania werbalnego i wizualnego sprzężenia zwrotnego w celu poprawy techniki wykonywania wzorców ruchowych najczęściej prowadzących do uszkodzenia WKP, jak np. skoki, lądowanie, przyspieszenie, hamowanie, zmiana kierunku ruchu. Autorzy zalecają wprowadzanie sesji treningowych trwających 15-30 minut, 2-3 razy w tygodniu, przez okres 6-12 tygodni [81, 89]. Nessler i wsp. [81] podkreślają, że zastosowanie programów prewencji uszkodzenia WKP może zredukować ryzyko urazu nawet o 52% u kobiet oraz o 85% u mężczyzn, można zatem uznać takie działania za skuteczne.

Dobrego przykładu obrazującego efekty wdrażania programu prewencyjnego dostarczają wyniki badań przeprowadzonych przez Zebis i wsp. [141], którzy zaobserwowali, iż po 12 tygodniach ćwiczeń w grupie kobiet uprawiających piłkę nożną oraz piłkę ręczną doszło do oczekiwanego przyspieszenia aktywacji mięśnia pólścięgnistego oraz opóźnienia aktywacji głowy bocznej mięśnia czworogłowego podczas wykonywania wzorców ruchowych ze zmianą kierunku ruchu, a wiadomym jest, że zmiany te mają znaczenie ochronne dla WKP. W innych z kolei badaniach Taylor i wsp. [122] zaobserwowali zmniejszenie zakresu dynamicznej koślawości oraz zwiększenie zakresu zgięcia stawu kolanowego podczas lądowania jednoonóż po zastosowaniu 6 tygodniowego programu prewencyjnego w grupie kobiet uprawiających koszykówkę i piłkę nożną.

1.6. Podsumowanie

Na podstawie powyżej przedstawionych rozważań nad zmianami zachodzącymi w funkcjonowaniu nerwowego i czynnego podsystemu kontroli stabilności w następstwie uszkodzenia elementu należącego do podsystemu biernego, jakim jest WKP, pojawia się pytanie, czy pomimo odtworzenia mechanicznych właściwości więzadła podczas rekonstrukcji w pozostałych podsystemach nadal utrzymują się zmiany kompensacyjne wynikające z upośledzenia funkcji czuciowej WKP [90]. Jeśli tak, kompensacje te mogłyby manifestować się w postaci zmian kinematyki kończyny dolnej podczas lądowania jednoonóż. Co ważne, wiadomym jest, iż zaburzenia kinematyczne o takim charakterze klasyfikowane są jako jeden z czynników ryzyka uszkodzenia samego przeszczepu więzadła oraz WKP w kończynie przeciwnej [43, 46, 47, 77–79, 94, 95]. Warto też podkreślić, że należą one do grupy czynników modyfikowalnych, w związku z czym poruszane

wcześniej treningowe programy prewencyjne stwarzają możliwości wywierania na nie wpływu [81, 89, 122, 141].

Powszechnie stosowanymi narzędziami ewaluacji kinematyki kończyny dolnej są metody dwuwymiarowe (ang. *2-dimensional* – 2D) oraz trójwymiarowe (ang. *3-dimensional* – 3D). Podejście 2D jest tańsze, powszechnie dostępne, wykorzystuje łatwiejszą do obsługi aparaturę, jednak kluczowym jego ograniczeniem jest fakt, że stwarza możliwości oceny kinematyki jedynie w płaszczyźnie prostopadłej do kamery [46]. Wykorzystanie metody 3D pozwala na ocenę wszystkich płaszczyzn ruchu w wielu stawach [1, 2, 23, 32]. Mimo, iż jest bardziej kosztowną i mniej dostępną, metodę tę określa się w literaturze “złotym standardem” w ocenie kinematyki kończyny dolnej, m.in. ze względu na wysoką dokładność pomiarów oraz możliwość globalnej oceny ruchu [46, 74, 77], a należy przypomnieć, że kinematyczne czynniki ryzyka uszkodzenia WKP nie są związane wyłącznie ze stawem kolanowym, ale również z pozostałymi stawami kończyny dolnej i mają charakter wielopłaszczyznowy, a zatem zasadne wydaje się wykorzystanie w pracach nakierowanych na ich ocenę techniki 3D.

By wyjaśnić zarysowany w niniejszym wstępie problem badawczy, w ramach badań stanowiących podstawę rozprawy za pomocą techniki 3D ocenie poddano kinematykę wszystkich stawów obu kończyn dolnych oraz miednicy podczas lądowania jedno nogi u pacjentów po jednostronnym zabiegu rekonstrukcji WKP.

2. Cel i struktura badań

2.1. Elementy struktury badania

2.1.1. Model badawczy

Retrospektywne badanie kohorty ochotników po 12-18 miesięcy po zabiegu rekonstrukcji WKP (grupa badawcza) oraz zdrowych (grupa kontrolna) dobranych w sposób celowy.

2.1.2. Zmienna niezależna główna

Zabieg rekonstrukcji WKP: obecny/nieobecny. W kategorii „obecny” wyróżniono dwa „typy” kończyn dolnych (jednostek statystycznych): operowaną i nieoperowaną. W kategorii „nieobecny” wyróżniono jeden „typ”: kończyna zdrowa (wartości zmiennych zależnych uśredniono tutaj dla prawej i lewej kończyny dolnej, dalsze objaśnienia w Rozdziale 4 oraz 5.2). Finalnie uzyskano więc **trzy operacyjne kategorie zmiennej niezależnej** (określane dalej roboczo jako „typy” kończyn dolnych): **operowana, nieoperowana, zdrowa.**

2.1.3. Zmienne zależne

Parametry kinematyczne miednicy i kończyn dolnych, tj. zakresy przemieszczeń kości miednicznych, stawu biodrowego i kolanowego (w płaszczyznach: strzałkowej, czołowej, poprzecznej) oraz stawu skokowego (w płaszczyznach: strzałkowej i czołowej) w fazie lądowania po przeskoku przez płotek oraz zeskoku pionowym: (1) zakresy przeciętne (z okresu 100ms od momentu kontaktu stopy z podłożem); oraz (2) zakresy szczytowe (w okresie 100ms od momentu kontaktu stopy z podłożem).

Zarejestrowane w trakcie badań, kompleksowe konfiguracje parametrów kinematycznych miednicy i kończyny dolnej ujmowane są również w dalszej analizie jako tzw. **empiryczne wzorce kinematyczne.**

Ponadto, w analizie tej uwzględniony został zdefiniowany w literaturze swoisty konstrukt złożony z wybranych parametrów kinematycznych kończyn dolnych nazwany **wzorcem lądowania predysponującym do uszkodzenia WKP.** Obejmuje on następujące elementy:

- Staw biodrowy: nadmierny zakres przemieszczenia w kierunku zgięcia, przywiedzenia i rotacji wewnętrznej
- Staw kolanowy: ograniczony zakres przemieszczenia w kierunku zgięcia oraz nadmierny zakres przemieszczenia w kierunku koślawości i rotacji zewnętrznej
- Staw skokowy: nadmierny zakres przemieszczenia w kierunku zgięcia grzbietowego i pronacji [14, 15, 17, 43, 46, 47, 66, 77, 78, 94, 95, 133]

Można również uznać, że przeciwne kierunki przemieszczeń będą tworzyć opozycyjny do przedstawionego powyżej **wzorzec zabezpieczający przed uszkodzeniem WKP**.

2.1.4. *Pomiary wartości zmiennych zależnych*

Jednokrotny pomiar w 12-18 miesiącu po zabiegu rekonstrukcji WKP

2.1.5. *Zadania badawcze*

- Lądowanie po przeskoku przez płotek o wysokości 30cm
- Lądowanie po zeskoku pionowym z platformy o wysokości 40cm

2.2. **Cel badań**

Spojrzenie na WKP w aspekcie struktury odpowiedzialnej za mechaniczną stabilizację stawu kolanowego oraz tkankę pełniącą funkcję czuciową podkreśla jego znaczenie w procesie kontroli stabilności stawu kolanowego. Uszkodzenie WKP powoduje upośledzenie obu wspomnianych funkcji, zaś zabieg rekonstrukcji wydaje się odtwarzać w większym stopniu jego funkcje mechaniczne niż czuciowe. Powstające wówczas zaburzenia dynamicznej stabilności stawu kolanowego mogą manifestować się w postaci większego zakresu jego „ugięcia” (zmiany ustawienia kąтового mierzonego z użyciem optoelektronicznego systemu do trójwymiarowej analizy ruchu) pod wpływem bodźca destabilizującego, tj. wykonania lądowania jednoonóż.

Ogólnym celem przeprowadzonych badań jest w świetle powyższego ocena kinematyki miednicy oraz kończyny dolnej podczas dwóch technik lądowania jednoonóż (1) po przeskoku przez płotek; (2) po zeskoku pionowym oraz stwierdzenie, czy pojawia się zróżnicowanie parametrów kinematycznych pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn:

operowaną, nieoperowaną (w grupie pacjentów w okresie 12-18 miesięcy od zabiegu rekonstrukcji WKP) oraz kończyną zdrową (w kontrolnej grupie osób zdrowych).

Formalnie przedstawione zostają zatem następujące problemy badawcze odpowiadające im hipotezy:

2.2.1. *Problem główny:*

1. Czy w okresie 12-18 miesięcy po zabiegu rekonstrukcji WKP podczas lądowania jednonóż pojawiają się odmienne wzorce ruchu kości miednicznych i stawów kończyny dolnej ujawniające się w postaci zróżnicowania parametrów kinematycznych miednicy oraz kończyny dolnej pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn: **operowaną, nieoperowaną i zdrową?**

Hipoteza: Międzygrupowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych miednicy oraz kończyny dolnej jest obecne.

2.2.2. *Problemy szczegółowe:*

1. Czy ww. zróżnicowanie parametrów kinematycznych pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn: operowaną, nieoperowaną i zdrową, występuje podczas lądowania jednonóż **po przeskoku przez płotek?**

Hipoteza: Międzygrupowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych jest obecne po przeskoku przez płotek.

2. Czy ww. zróżnicowanie parametrów kinematycznych pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn: operowaną, nieoperowaną i zdrową, występuje podczas lądowania jednonóż **po zeskoku pionowym?**

Hipoteza: Międzygrupowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych jest obecne po zeskoku pionowym.

3. Czy ww. zróżnicowanie parametrów kinematycznych pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn: operowaną, nieoperowaną i zdrową podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek i po zeskoku pionowym przejawia się **w wartościach przeciętnych** (z okresu 100ms po uzyskaniu kontaktu stopy z podłożem) tychże parametrów?

Hipoteza: Międzygrupowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych przejawia się w obrębie ich wartości przeciętnych.

4. Czy ww. zróżnicowanie parametrów kinematycznych pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn: operowaną, nieoperowaną i zdrową podczas lądowania jednoonóż po przeskoku przez płotek i po zeskoku pionowym przejawia się **w wartościach szczytowych** (w okresie 100ms po uzyskaniu kontaktu stopy z podłożem) tychże parametrów?

Hipoteza: Międzygrupowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych przejawia się w obrębie ich wartości szczytowych.

5. Empiryczny wzorzec ruchu którego z wyróżnionych typów kończyn: operowanych, nieoperowanych czy zdrowych, w największym stopniu pokrywa się ze zdefiniowanym w literaturze wzorcem predysponującym do uszkodzenia WKP?

Hipoteza: Wzorzec ruchu najbardziej odpowiadający wzorcowi predysponującemu pojawi się w obrębie kończyny nieoperowanej, na co wskazuje literatura tematu.

6. Czy do zdefiniowanego w literaturze wzorca predysponującego do uszkodzenia WKP można dołączyć dodatkowe parametry kinematyczne miednicy i kończyny dolnej?

Hipoteza: Będzie możliwe dołączenie do wzorca predysponującego nieobecnych w nim dotychczas parametrów kinematycznych, nieobejmowanych przez wcześniejsze badania.

3. Materiał i metody badań

Badania w niniejszym projekcie przeprowadzono w Laboratorium Analizy Ruchu Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach w okresie od grudnia 2019 do stycznia 2022. Uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach (nr 3/2017).

3.1. Uczestnicy

Rekrutacja oraz weryfikacja kryteriów włączenia do badań, odbywała się drogą telefoniczną lub mailową. Dobór celowy pacjentów do grupy badawczej uwzględniał następujące kryteria włączenia:

- wiek pomiędzy 18-35 lat
- artroskopowa rekonstrukcja WKP z zastosowaniem przeszczepu z mięśnia półścięgnistego i smukłego w okresie 12-18 miesięcy przed badaniem
- brak współistniejących uszkodzeń tkanek w obrębie operowanego stawu (resekcja lub szycie łąkotec, uszkodzenie więzadeł pobocznych, troczków rzepki)
- brak historii dolegliwości bólowych oraz urazów w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego i kończyn dolnych w ciągu ostatnich 6 miesięcy przed badaniem, niezwiązanych z zabiegiem rekonstrukcji WKP
- brak historii zabiegów chirurgicznych w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego i stawów kończyny dolnej (z wyjątkiem operowanego WKP)
- brak dolegliwości bólowych w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego oraz kończyn dolnych w dniu oraz podczas badania
- możliwość swobodnej palpacji kolców biodrowych przednich górnych, kolców biodrowych tylnych górnych, nadkłykcia przyśrodkowego i bocznego kości udowej oraz kostki przyśrodkowej i bocznej podudzia
- brak lęku przed wykonaniem lądowania jednoonóż
- pisemna zgoda na udział w badaniach

Zabieg rekonstrukcji WKP u pacjentów został przeprowadzony w jednej klinice chirurgii endoskopowej przez dwóch lekarzy ortopedów posiadających około 15 letnie doświadczenie związane z zabiegami operacyjnymi stawu kolanowego. Proces fizjoterapii

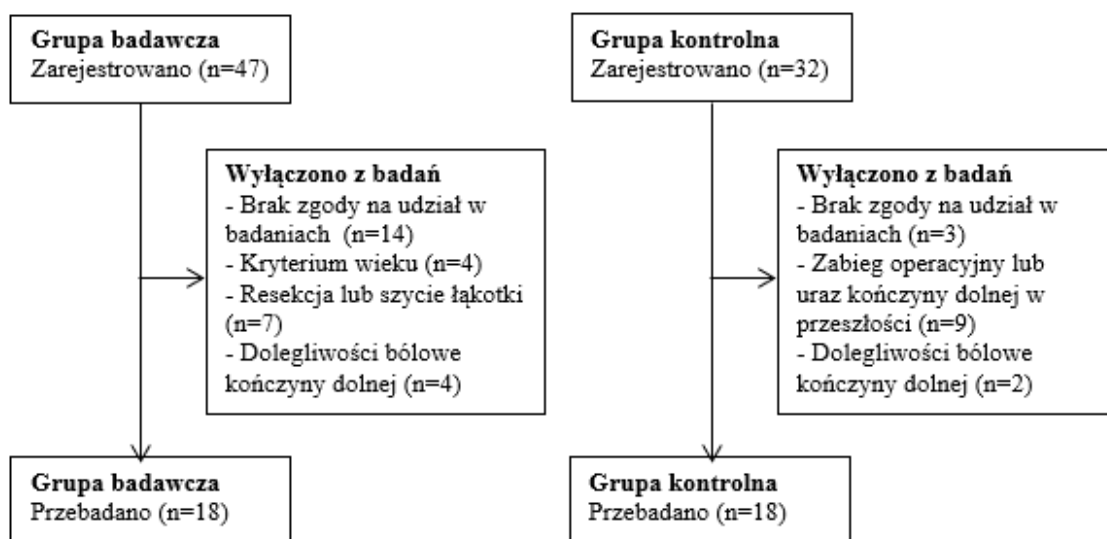
pooperacyjnej przeprowadzono z wykorzystaniem jednolitego protokołu usprawniania (protokół zamieszczono w Aneksie 1).

Dobór badanych do grupy kontrolnej odbywał się z uwzględnieniem następujących kryteriów:

- wiek pomiędzy 18-35 lat
- brak historii dolegliwości bólowych oraz urazu w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego i kończyn dolnych w ciągu 6 miesięcy przed badaniem
- brak historii zabiegów chirurgicznych w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego i stawów kończyny dolnej
- brak dolegliwości bólowych w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego oraz kończyn dolnych w dniu oraz podczas badania
- możliwość swobodnej palpacji kolców biodrowych przednich górnych, kolców biodrowych tylnych górnych, nadkłykcia przyśrodkowego i bocznego kości udowej oraz kostki przyśrodkowej i bocznej podudzia
- brak lęku przed wykonaniem lądowania jedno nogą
- pisemna zgoda osoby badanej na udział w badaniach

Minimalną, wymaganą liczebność zaangażowanych grup badawczych ustalono dla wszystkich zaplanowanych testów statystycznych oraz dla wszystkich zmiennych zależnych korzystając z kalkulatora liczebności [7]. Przyjęto przy tym następujące założenia: poziom $\alpha = 0,05$; minimalna wielkość efektu – 5 %; liczba przypadków wykluczonych – 0%. Minimalną wymaganą liczebność każdej z grup ustalono na $n = 18$.

W trakcie wstępnej rekrutacji do badań zarejestrowano 79 osób (47 w grupie badawczej oraz 32 w grupie kontrolnej). Po dokonaniu weryfikacji kryteriów doboru, z badań wyłączono 43 osoby (29 z grupy badawczej oraz 14 z grupy kontrolnej). Ostatecznie przebadano 36 uczestników (18 w grupie badawczej oraz 18 w grupie kontrolnej). Schemat blokowy przebiegu rekrutacji uczestników do badania zamieszczono na Rycinie 5. W Tabeli 1 przedstawiono statystyki opisowe dla podstawowych charakterystyk grupy badawczej i kontrolnej: wieku, masy ciała, wysokości ciała oraz wskaźnika BMI. Pod względem tych cech obydwie grupy nie wykazywały istotnego zróżnicowania i można je traktować jako homogeniczne (Tabela 1). Średni czas od wykonania zabiegu rekonstrukcji WKP w grupie badawczej wynosił 13 miesięcy.



Rycina 5. Schemat blokowy przebiegu rekrutacji uczestników do badania w grupie badawczej i kontrolnej. Przedstawiono liczebności obu grup przed i po weryfikacji kryteriów włączenia do badania, ze wskazaniem przyczyny i liczebności osób wyłączonych z badania.

Tabela 1. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) podstawowych charakterystyk grupy badawczej i kontrolnej. Zaprezentowano również poziom istotności testów jednorodności grup. M – mężczyźni; K – kobiety.

Parametr	Grupa badawcza (n=18)	Grupa kontrolna (n=18)	P badawcza vs kontrolna
Płeć [liczebność]	M =16 ; K =2	M =14 ; K =4	0,36*
Wiek [lata]	24,1 \pm 7,3 (18-35)	25,3 \pm 3,3 (23-31)	0,26†
Masa ciała [kg]	83,6 \pm 12,5 (61-100)	79,4 \pm 5,9 (71-88)	0,18†
Wysokość ciała [cm]	178,1 \pm 7,8 (164-186)	175,9 \pm 7,1 (165-184)	0,32†
BMI [kg/m ²]	26,3 \pm 3,6 (22,7-31,8)	25,8 \pm 2,4 (23,0-28,4)	0,94†

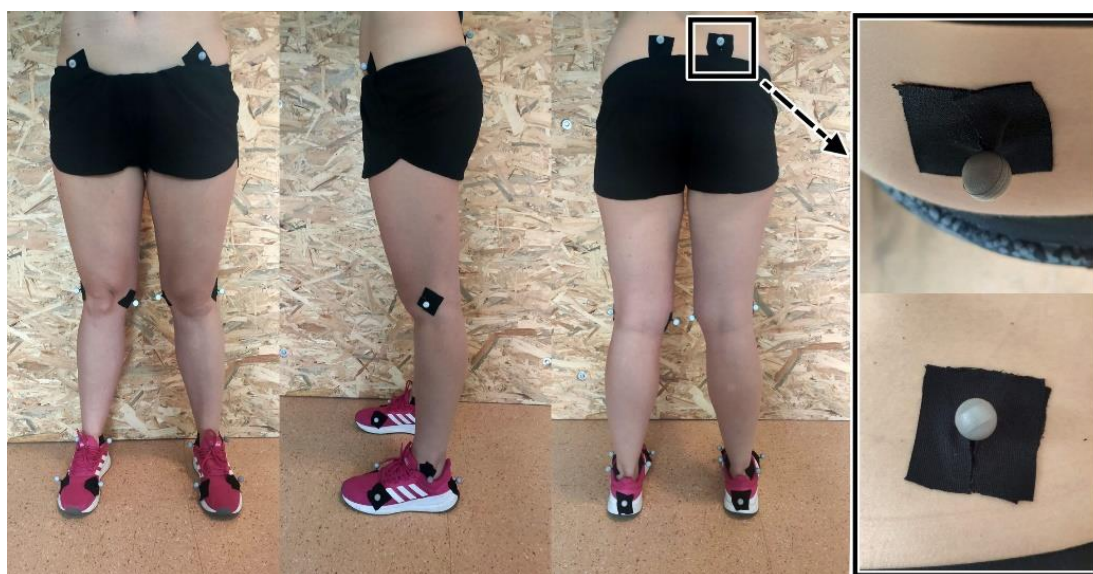
† - test t-Studenta dla prób niezależnych; * test Chi²

3.2. Narzędzia i procedury pomiarowe

Na potrzeby badań wykorzystano trójwymiarowy, optoelektroniczny system do analizy ruchu BTS Smart (BTS Bioengineering, Mediolan, Włochy) składający się z 6 kamer rejestrujących położenie dedykowanych dla systemu markerów z częstotliwością 60Hz. Na ciele badanego umieszczono 18 kulistych markerów o średnicy 15mm na następujących punktach anatomicznych: kolcach biodrowych przednich górnych i tylnych górnych po prawej oraz lewej stronie ciała, nadkłykcium przyśrodkowym i bocznym kości udowej obu kończyn, kostce bocznej i przyśrodkowej podudzia obu kończyn, na obuwiu badanego w okolicy pierwszej i piątej głowy kości śródstopia oraz okolicy piąty obu kończyn (w celu określenia momentu kontaktu stopy z podłożem podczas lądowania) [38, 138].

Przed naklejeniem markerów osoba wykonująca badanie dokonywała palpacji powyższych punktów anatomicznych oznaczając je pisakiem. Kolejno, na oznaczonych punktach umieszczono markery znajdujące się na specjalnych podstawkach, które przyklejono za pomocą taśmy dwustronnej oraz zabezpieczono taśmą kinesiotape (Rycina 6). W celu uzyskania jednakowej odległości pomiędzy stopami podczas oznaczania punktów anatomicznych i naklejania markerów, stopy osoby badanej znajdowały się w specjalnej ramce. Dokładność pomiarów systemu BTS Smart wykorzystywanego w Laboratorium Analizy Ruchu została ustalona przez Białego [12] i wynosiła: 0,1 mm dla pomiarów liniowych oraz 0,5° dla pomiarów kątowych.

W trakcie procedury osoby badane wykonywały dwa typy zadań eksperymentalnych: lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek oraz lądowanie jednonóż po zeskoku pionowym.

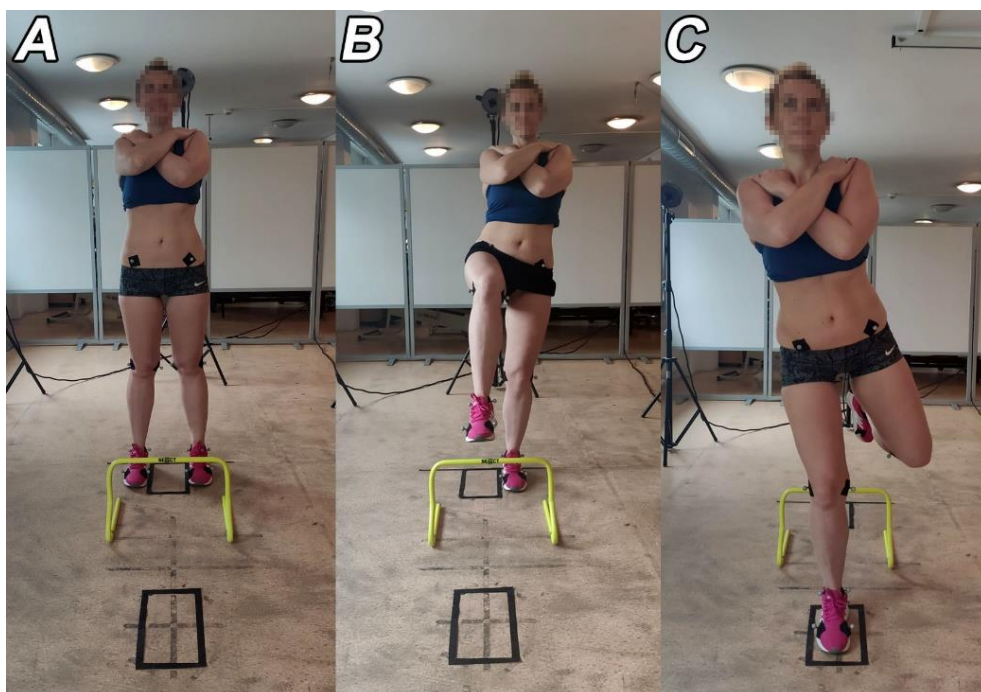


Rycina 6. Lokalizacja markerów do analizy ruchu oraz sposób ich mocowania na ciele badanego. Markery umieszczono na następujących punktach anatomicznych: kolcach biodrowych przednich górnych i tylnych górnych po prawej oraz lewej stronie ciała, nadkłykcium przyśrodkowym i bocznym kości udowej obu kończyn, kostce bocznej i przyśrodkowej podudzia obu kończyn, na obuwiu badanego w okolicy pierwszej i piątej głowy kości śródstopia oraz okolicy piąty obu kończyn. Markery przyklejono do ciała za pomocą taśmy dwustronnej oraz zabezpieczono taśmą kinesiotape.

3.2.1. Lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek

Zadaniem badanego było wykonanie 5 lądowań jednonóż po przeskoku przez płotek. Osoba badana znajdowała się w pozycji stojącej w polu odbicia, na którym oznaczono dwie równoległe linie w celu uzyskania jednakowej odległości pomiędzy wewnętrznymi

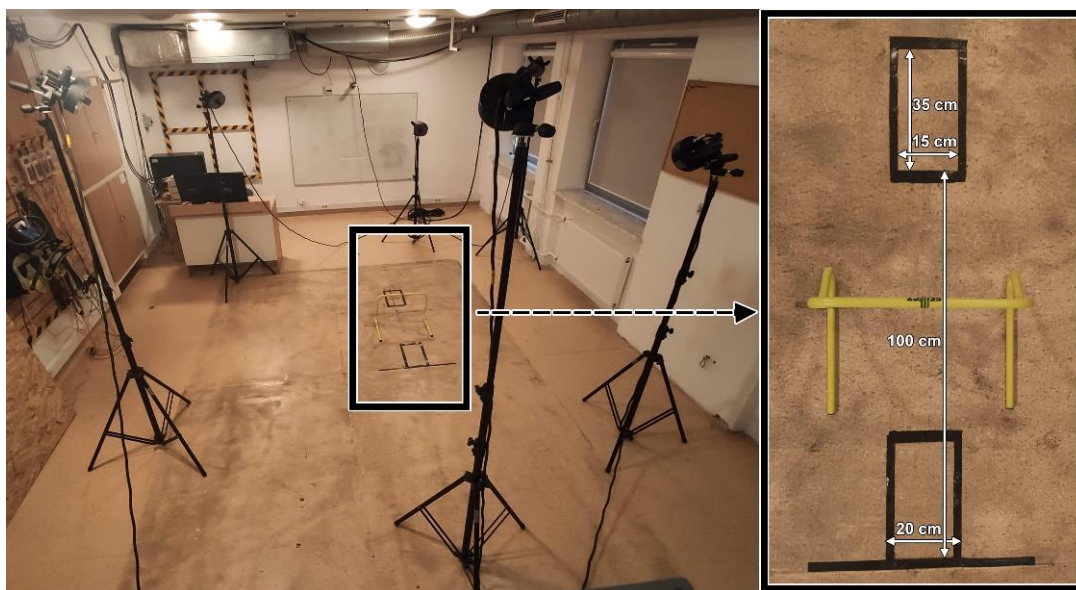
krawędziami stóp (20cm). Tylne krawędź stóp badanego znajdowała się na tylnej krawędzi pola odbicia. Osoba badana utrzymywała kończyny górne skrzyżowane na klatce piersiowej, dłonie na barkach. W takiej pozycji wyjściowej wykonywano statyczną rejestrację położenia markerów w celu określenia ustawienia neutralnego segmentów ciała (Rycina 7A). Następnie, badany wykonywał lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek unosząc badaną kończynę dolną do przodu (Rycina 7B), odbijając się z kończyny niebadanej, przeskakując nad płotkiem, lądując na kończynie badanej w polu lądowania i utrzymując pozycję lądowania przez co najmniej 2 sekundy (Rycina 7C). Osoba badana nie otrzymywała żadnych instrukcji dotyczących techniki wykonania lądowania [91].



Rycina 7. Lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek: (A) rejestracja statyczna w celu określenia ustawienia neutralnego segmentów ciała, (B) początek rejestracji dynamicznej - faza odbicia, (C) koniec rejestracji dynamicznej - faza lądowania.

Pole lądowania o wewnętrznych wymiarach 35cm × 15cm zostało umiejscowione 100cm do przodu od pola odbicia. Płotek usytuowany został w połowie odległości pomiędzy przednią krawędzią pola odbicia, a tylną krawędzią pola lądowania, jego wysokość wynosiła 30cm (Rycina 8). Dla przykładu: by wykonać lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek na prawą kończynę dolną, osoba badana unosiła prawą kończynę i odbijając się z lewej kończyny dolnej lądowała na kończynie prawej. Próbę powtarzano w przypadku, gdy osoba

badana wykonała przejście nad płotkiem zamiast przeskoku, dotknęła płotka podczas przeskoku, nie utrzymała pozycji po lądowaniu przez co najmniej 2 sekundy, lub gdy podparła się lewą kończyną dolną. Po wykonaniu instruktażu, a przed wykonaniem rejestracji, osoba badana wykonywała 3 próbne lądowania jednoonóż po przeskoku przez płotek. Przerwa pomiędzy poszczególnymi przeskokami wynosiła 1 minutę.

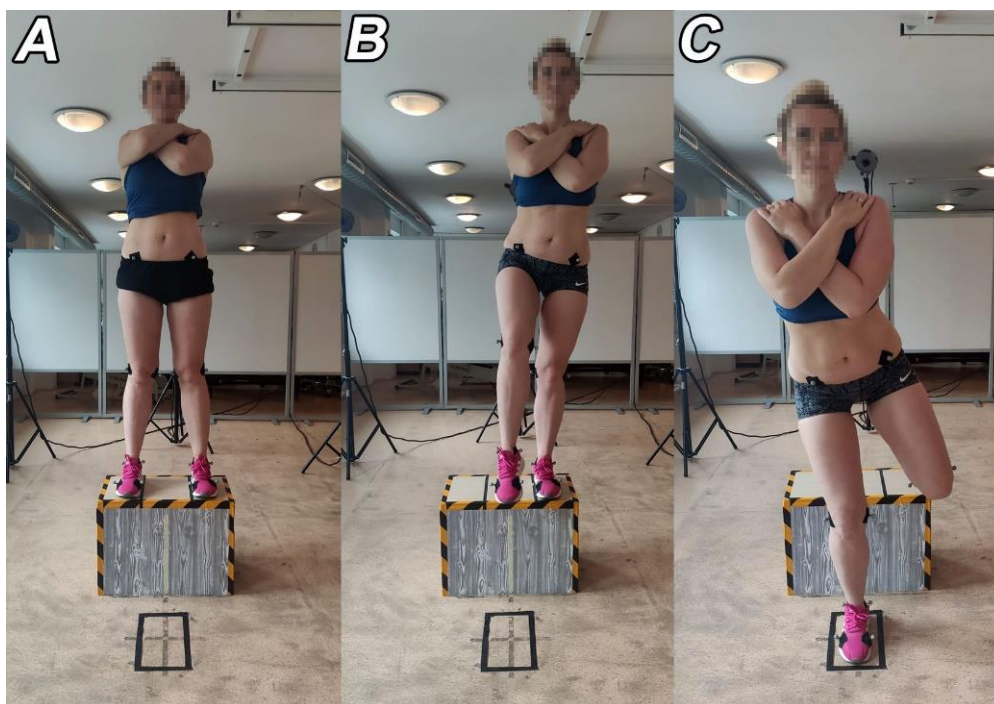


Rycina 8. Ustawienie kamer oraz stanowiska do lądowania jednoonóż po przeskoku przez płotek.

3.2.2. *Lądowanie jednoonóż po zeskoku pionowym*

Zadaniem badanego było wykonanie 5 lądowań jednoonóż po pionowym zeskoku z platformy. Osoba badana znajdowała się w pozycji stojącej na platformie o wysokości 40cm [18, 100] w polu odbicia, na którym oznaczono dwie równoległe linie w celu uzyskania jednakowej odległości pomiędzy wewnętrznymi krawędziami stóp (20cm). Przednia krawędź stóp badanego znajdowała się na przedniej krawędzi platformy. Osoba badana utrzymywała kończyny górne skrzyżowane na klatce piersiowej, dłonie na barkach. W takiej pozycji wyjściowej wykonywano statyczną rejestrację położenia markerów w celu określenia ustawienia neutralnego segmentów ciała (Rycina 9A). Następnie badany wykonywał lądowanie jednoonóż po zeskoku pionowym unosząc badaną kończynę poza platformę do przodu (Rycina 9B), przesuując tułów ku przodowi, zeskakując w dół, lądując na kończynie badanej w polu lądowania i utrzymując pozycję lądowania przez co najmniej

2 sekundy (Rycina 9C). Osoba badana nie otrzymywała żadnych instrukcji dotyczących techniki wykonania lądowania [91].



Rycina 9. Lądowanie jedno nogę po zeskoku pionowym: (A) rejestracja statyczna w celu określenia neutralnego ustawienia segmentów ciała, (B) początek rejestracji dynamicznej - faza odbicia, (C) koniec rejestracji dynamicznej - faza lądowania.



Rycina 10. Ustawienie kamer oraz stanowiska do lądowania jedno nogę po zeskoku pionowym.

Pole lądowania o wewnętrznych wymiarach 35cm × 15cm zostało umiejscowione 15cm do przodu od przedniej krawędzi platformy zeskoku (Rycina 10) [67]. Dla przykładu: by wykonać lądowanie jednonóż po zeskoku pionowym na prawą kończynę dolną, osoba badana przemieszczała prawą kończynę dolną w przód poza platformę, stojąc na kończynie lewej. Dalej, wykonywała ona pionowy zeskok lądując na prawej kończynie dolnej. Próbę powtarzano, gdy osoba badana wykonała zejście z platformy zamiast zeskoku, nie była w stanie utrzymać pozycji lądowania przez co najmniej 2 sekundy, lub gdy podparła się kończyną lewą. Po wykonaniu instruktażu, a przed wykonaniem rejestracji, osoba badana wykonywała 3 próbne lądowania. Przerwa pomiędzy poszczególnymi zeskokami wynosiła 1 minutę.

3.3. Przetwarzanie danych

Kalibrację systemu BTS Smart oraz rejestracje położenia markerów podczas wszystkich prób eksperymentalnych wykonano w programie Smart Capture. W programie Smart Tracker poszczególnym markerom przyporządkowano punkty anatomiczne, tworząc na ich podstawie komputerowy model miednicy i kończyny dolnej. Były to następujące punkty (Rycina 11):

- KBPG P/L – kołec biodrowy przedni górny miednicy prawy/lewy
- KBTG P/L – kołec biodrowy tylny górny miednicy prawy/lewy
- NBKU P/L – nadkłykieć boczny kości udowej prawy/lewy
- NPKU P/L – nadkłykieć przyśrodkowy kości udowej prawy/lewy
- KPP P/L – kostka przyśrodkowa podudzia prawa/lewa
- KBP P/L – kostka boczna podudzia prawa/lewa

Na podstawie położenia powyższych punktów anatomicznych wyznaczono także tzw. punkty wirtualne (Rycina 11):

- 1/2 KBTG – punkt wyznaczony w połowie odległości pomiędzy KBTG P i KBTG L
- 1/2 NKU P/L – punkt wyznaczony w połowie odległości pomiędzy NBKU P/L i NPKU P/L tej samej kończyny dolnej

- $1/2$ KP P/L – punkt wyznaczony w połowie odległości pomiędzy KPP P/L i KBP P/L tej samej kończyny dolnej
- ŚRSB P/L – środek rotacji stawu biodrowego prawego/lewego. Punkt wyznaczony zgodnie z metodą Bell i wsp. [10], bazując na procentowym stosunku odległości pomiędzy KBPG P i L w odniesieniu do położenia tożstronnego KBPG, który wynosi kolejno: 30% odległości w kierunku doogonowym, 14% odległości w kierunku przyśrodkowym oraz 22% odległości w kierunku dogrzbietowym.

W kolejnym kroku w programie Smart Analyzer na podstawie ww. punktów anatomicznych i wirtualnych stworzono lokalne układy współrzędnych dla poszczególnych segmentów ciała: kości miednicznych, ud, podudzi oraz stóp [137, 138], złożone z trzech prostopadłych względem siebie osi (X, Y, Z). Przebieg poszczególnych osi układu współrzędnych dla poszczególnych segmentów ciała oraz ich punkty początkowe zostały przedstawione na przykładzie prawej kończyny dolnej poniżej w formie opisowej oraz zilustrowane na Rycinie 11.

Układ współrzędnych na przykładzie prawej kości miedniczej:

- Początek układu współrzędnych – punkt ŚRSB P
- Oś Z – oś równoległa do prostej przechodzącej przez punkty KBPG L i KBPG P skierowana w prawo
- Oś X – oś prostopadła do osi Z, leżąca w płaszczyźnie wyznaczonej przez KBPG L, KBPG P oraz $1/2$ KBTG, skierowana do przodu
- Oś Y – oś prostopadła do osi Z i osi X, skierowana do przodu

Układ współrzędnych na przykładzie prawego uda:

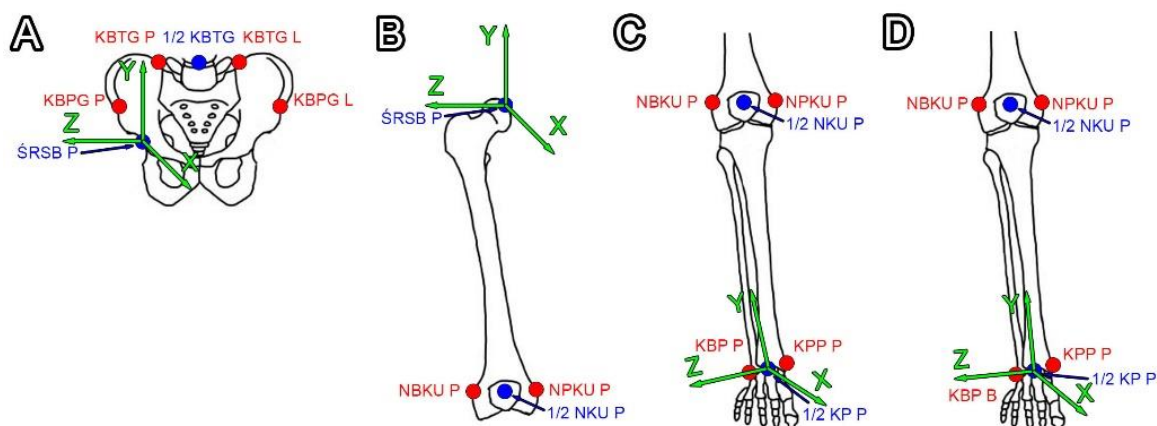
- Początek układu współrzędnych – ŚRSB P w pozycji neutralnej stawu (pozycja neutralna stawu została określona w rejestracji statycznej)
- Oś Y – oś przebiegająca przez punkty $1/2$ NKU P oraz ŚRSB P, skierowana do przodu
- Oś Z – oś prostopadła do osi Y, leżąca w płaszczyźnie wyznaczonej przez ŚRSB P, NBKU P oraz NPKU P, skierowana w prawo
- Oś X – oś prostopadła do osi Y i Z, skierowana do przodu

Układ współrzędnych na przykładzie prawego podudzia:

- Początek układu współrzędnych – 1/2 KP P
- Oś Z – oś przebiegająca przez punkty: KPP P i KBP P, skierowana w prawo
- Oś X – oś prostopadła do płaszczyzny wyznaczonej przez punkty: 1/2 KP P, NBKU P i NPKU P skierowana do przodu
- Oś Y – oś prostopadła do osi Z i X, skierowana do góry

Układ współrzędnych na przykładzie prawej stopy:

- Początek układu współrzędnych – 1/2 KP P w pozycji neutralnej stawu (pozycja neutralna stawu została określona w rejestracji statycznej)
- Oś Y – oś przebiegająca przez punkty 1/2 KP P oraz 1/2 NKU P w pozycji neutralnej stawu, skierowana do przodu
- Oś X – oś prostopadła do płaszczyzny wyznaczonej przez punkty: 1/2 KP P, NPKU P oraz NBKU P w pozycji neutralnej stawu, skierowana do przodu
- Oś Z – oś prostopadła do osi Y oraz X, skierowana w prawo



Rycina 11. Punkty anatomiczne (oznaczone na czerwono), punkty wirtualne (oznaczone na niebiesko) oraz określone na ich podstawie układy współrzędnych dla poszczególnych segmentów ciała (oznaczone na zielono) na przykładzie prawej kończyny dolnej. (A) Układ współrzędnych kości miednicznych, (B) układ współrzędnych uda, (C) układ współrzędnych podudzia, (D) układ współrzędnych stopy.

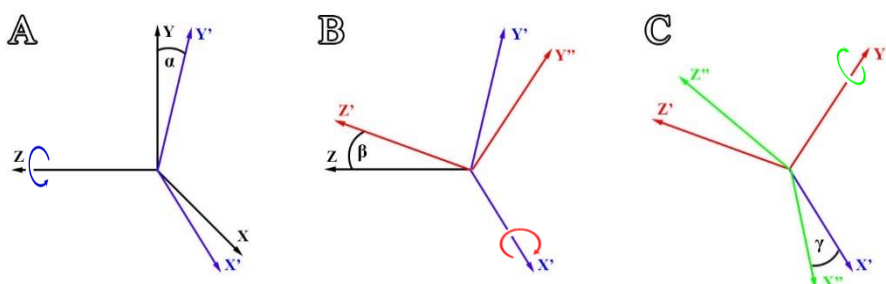
Na podstawie przemieszczeń poszczególnych segmentów ciała względem siebie obliczono kąty Eulera z wykorzystaniem sekwencji Z-X-Y, przy założeniu że ruch względem osi Z reprezentuje przemieszczenia w płaszczyźnie strzałkowej (zgięcie/wyprost w stawie biodrowym i kolanowym oraz zgięcie grzbietowe/podeszwowe w stawie skokowym), ruch względem osi X – przemieszczenia w płaszczyźnie czołowej

(przywiedzenie/odwiedzenie w stawie biodrowym, przemieszczenie w kierunku szpotawienia/koślawienia w stawie kolanowym oraz pronacja/supinacja w stawie skokowym), a ruch względem osi Y – przemieszczenia w płaszczyźnie poprzecznej (rotacja wewnętrzna/zewnętrzna w stawie biodrowym i kolanowym). Graficzny schemat obliczania kątów Eulera został przedstawiony na Rycinie 12 [93, 142]. Dodatkowo wartości kątów (niezależnie czy przemieszczenia zachodziły w obrębie kończyny dolnej prawej czy lewej) odpowiadały kolejno: zgięciu, przywiedzeniu i rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, zgięciu, rotacji wewnętrznej i szpotawości w stawie kolanowym oraz zgięciu grzbietowym i pronacji w stawie skokowym [137].

W celu oceny kinematyki miednicy, kąty Eulera obliczono bazując na przemieszczeniu lokalnego układu współrzędnych kości miednicznych względem laboratoryjnego układu współrzędnych [20, 21, 108, 120]. Dodatnia wartość obrotu względem osi Z (płaszczyzna strzałkowa) odpowiadała przodopochyleniu kości miednicznej (obniżenie kolców biodrowych przednich górnych, uniesienie kolców biodrowych tylnych górnych), natomiast ujemna wartość obrotu odpowiadała tyłopochyleniu kości miednicznej (uniesienie kolców biodrowych przednich górnych, obniżenie kolców biodrowych tylnych górnych). Dodatnia wartość obrotu względem osi X (płaszczyzna czołowa) odpowiadała pochyleniu dośrodkowemu kości miednicznej (pochylenie talerza kości biodrowej w kierunku dośrodkowym (do kręgosłupa)), z kolei ujemna wartość obrotu odpowiadała pochyleniu dobocznemu kości miednicznej (pochylenie talerza kości biodrowej w kierunku bocznym (od kręgosłupa)). Dodatnia wartość obrotu względem osi Y związana była z rotacją wewnętrzną kości miednicznej w stronę badanej kończyny (dośrodkowe przemieszczenie kolca biodrowego przedniego górnego, boczne przemieszczenie kolca biodrowego tylnego górnego), natomiast ujemna wartość obrotu wiązała się rotacją zewnętrzną kości miednicznej badanej kończyny (boczne przemieszczenie kolca biodrowego przedniego górnego, dośrodkowe przemieszczenie kolca biodrowego tylnego górnego) [120].

Analizie poddano fazę lądowania, która trwała 100ms, jej początek został określony od momentu pierwszego kontaktu stopy z podłożem, wyznaczonego w oparciu o położenie markerów umiejscowionych na bucie osoby badanej. Taki czas fazy lądowania ustalono w oparciu o doniesienia literatury, iż zarówno uszkodzenie WKP, jak również szczytowa

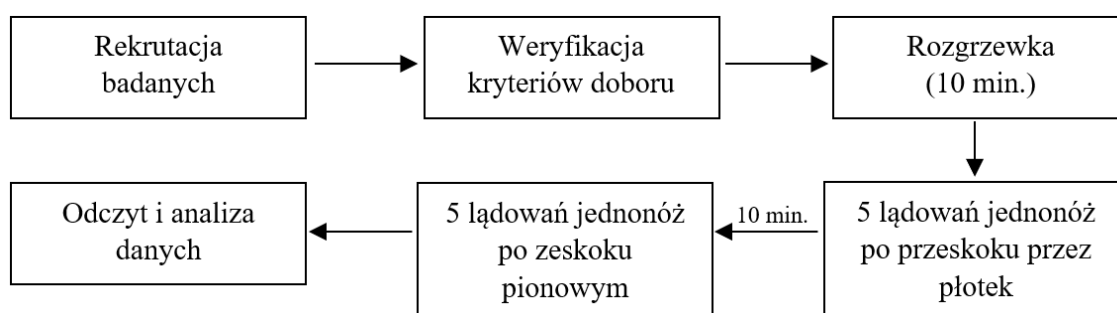
wartość sił reakcji podłoża podczas lądowania występują w okresie do 83ms od momentu kontaktu stopy z podłożem [58, 60, 67, 118].



Rycina 12. Graficzny schemat rotacji układu współrzędnych z wykorzystaniem kątów Eulera w sekwencji Z-X-Y. (A) Obrót względem osi Z (płaszczyzna strzałkowa) o kąt α , (B) obrót względem osi X (płaszczyzna czołowa) w położeniu X' o kąt β , (C) obrót względem osi Y (płaszczyzna poprzeczna) w położeniu Y'' o kąt γ .

3.4. Struktura badania

W pierwszym etapie badań dokonano rekrutacji uczestników do grupy kontrolnej oraz badawczej na podstawie przyjętych kryteriów doboru. Osobom, które spełniały kryteria selekcji ustalano indywidualnie termin wykonania pomiarów. W kolejnym etapie przystępowano do realizacji procedur pomiarowych. Każdorazowo przed rozpoczęciem pomiarów zapewniano standardowe warunki badania. Zadbano o takie samo ustawienie kamer, zestawu do kalibracji systemu oraz stanowiska do odbicia i lądowania. Kalibrację statyczną systemu BTS Smart wykonywano przez czas 30s, dynamiczną przez czas 120s. Po umiejscowieniu markerów na ciele osoby badanej, wykonywała ona rozgrzewkę na cykloergometrze Kettler EX3 (Kettler, Ense, Niemcy) przez 10min (obciążenie 50W, 60 obrotów na minutę). Po rozgrzewce osoba badana wykonywała 5 lądowań jednonóż po przeskoku przez płotek, a następnie, po 10 minutowej przerwie, wykonywała 5 lądowań jednonóż po pionowym zeskoku. W dalszej kolejności badano przeciwną kończynę. Kolejność badania kończyn ustalano losowo poprzez rzut monetą. Przed wykonaniem lądowania każdorazowo dokonywano statycznej rejestracji położenia markerów w celu wyznaczenia neutralnego ustawienia stawów. Schemat struktury badania został przedstawiony na Rycinie 13.



Rycina 13. Struktura badania. Po dokonaniu rekrutacji badanych, weryfikowano kryteria włączenia do badań. Badania właściwe rozpoczęto od 10 minutowej rozgrzewki, następnie osoba badana wykonała 5 lądowań jednonóż po przeskoku przez płótek, dalej po 10 minutowej przerwie wykonała 5 lądowań jednonóż po zeskoku pionowym. Ostatnim etapem był odczyt oraz analiza danych.

3.5. Wiarygodność pomiarów

Przed przystąpieniem do badań właściwych, w ramach badania pilotażowego dokonano oceny wiarygodności pomiarów. Dziewiętnastu zdrowych ochotników (11 mężczyzn, 8 kobiet) zostało przebadanych w celu oceny wiarygodności pomiarów. Średni wiek badanych wynosił $23,1 \pm 2,8$ lat, średnia masa ciała wynosiła $70,7 \pm 9$ kg, średnia wysokość ciała wynosiła $174,8 \pm 6,7$ cm.

Tabela 2. Ocena wiarygodności pięciu powtarzanych, uśrednionych pomiarów przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płótek w badaniu pilotażowym. Wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ($ICC_{3,5}$), wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD). S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna

Parametr	Przeciętne zakresy			Szczytowe zakresy		
	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [$^{\circ}$]	SDD [$^{\circ}$]	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [$^{\circ}$]	SDD [$^{\circ}$]
kość miedniczna (S)	0,90 (0,73-0,96)	1,21	3,35	0,98 (0,95-0,99)	1,23	3,40
kość miedniczna (C)	0,59 (-0,07-0,84)	8,89	24,65	0,89 (0,71-0,96)	0,71	1,96
kość miedniczna (P)	0,97 (0,93-0,99)	0,87	2,40	0,81 (0,50-0,93)	1,87	5,18
staw biodrowy (S)	0,97 (0,92-0,99)	1,24	3,45	0,97 (0,91-0,99)	1,62	4,49
staw biodrowy (C)	0,91 (0,76-0,96)	1,22	3,37	0,97 (0,91-0,99)	0,94	2,61
staw biodrowy (P)	0,96 (0,89-0,98)	1,44	3,99	0,86 (0,62-0,95)	1,95	5,40
staw kolanowy (S)	0,95 (0,87-0,98)	1,11	3,07	0,95 (0,87-0,98)	1,68	4,65
staw kolanowy (C)	1,00 (0,99-1,00)	0,00	0,00	0,99 (0,96-1,00)	0,77	2,13
staw kolanowy (P)	0,98 (0,95-0,99)	0,84	2,33	0,95 (0,88-0,98)	1,65	4,58
staw skokowy (S)	0,96 (0,90-0,98)	0,77	2,12	0,98 (0,93-0,99)	0,93	2,59
staw skokowy (C)	0,95 (0,88-0,98)	0,98	2,71	0,97 (0,92-0,99)	0,86	2,38

W celu określenia wiarygodności pomiarów wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej w modelu 3 dla 5 powtarzanych pomiarów ($ICC_{3,5}$) z określeniem 95% przedziału ufności, standardowego błędu pomiaru (SEM), najmniejszej wykrywalnej różnicy (SDD) dla lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek (Tabela 2) oraz lądowania jednonóż po zeskoku pionowym (Tabela 3) [120]. Bazując na otrzymanych wartościach współczynnika ICC, przyporządkowano im poszczególne poziomy wiarygodności: $<0,5$ słaby, $0,5-0,75$ umiarkowany, $0,76-0,90$ dobry, $>0,90$ doskonały [99].

Tabela 3. Ocena wiarygodności pięciu powtarzanych, uśrednionych pomiarów przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym w badaniu pilotażowym. Wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ($ICC_{3,5}$), wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD). S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna

Parametr	Przeciętne zakresy			Szczytowe zakresy		
	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [°]	SDD [°]	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [°]	SDD [°]
kość miedniczna (S)	0,93 (0,82-0,97)	0,77	2,14	0,99 (0,98-1,00)	0,79	2,20
kość miedniczna (C)	0,94 (0,84-0,98)	0,99	2,75	0,96 (0,89-0,99)	0,62	1,72
kość miedniczna (P)	0,97 (0,93-0,99)	0,63	1,76	0,90 (0,72-0,96)	1,10	3,06
staw biodrowy (S)	0,98 (0,94-0,99)	0,71	1,97	0,97 (0,93-0,99)	1,37	3,80
staw biodrowy (C)	0,94 (0,84-0,98)	1,01	2,79	0,98 (0,94-0,99)	0,82	2,27
staw biodrowy (P)	0,99 (0,98-1,00)	0,78	2,15	0,99 (0,99-1,00)	1,20	3,33
staw kolanowy (S)	0,90 (0,74-0,96)	1,43	3,97	0,90 (0,73-0,96)	1,63	4,53
staw kolanowy (C)	1,00 (0,99-1,00)	0,00	0,00	0,99 (0,98-1,00)	0,81	2,24
staw kolanowy (P)	0,98 (0,95-0,99)	0,92	2,54	0,88 (0,67-0,95)	2,62	7,26
staw skokowy (S)	0,93 (0,82-0,97)	0,77	2,14	0,91 (0,77-0,97)	0,88	2,45
staw skokowy (C)	0,94 (0,84-0,98)	0,99	2,75	0,98 (0,96-0,99)	1,03	2,86

3.6. Analiza statystyczna

Dane uzyskane w programie Smart Analyzer wyeksportowano do programu Statistica 13,3 (TIBCO Software Inc., Palo Alto, Stany Zjednoczone) oraz PASW Statistics 18,0,0 (IBM Corporation, Armonk, Stany Zjednoczone), gdzie uśredniono pięć powtarzanych pomiarów przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów: biodrowego, kolanowego i skokowego. W celu przedstawienia statystyk opisowych wykorzystano średnie arytmetyczne, odchylenie standardowe, wartości minimum i maksimum oraz (z uwagi na relatywnie częste odchylenia rozkładów empirycznych od normalnych) medianę, dolny i górny kwartył.

Do oceny wiarygodności pomiarów zastosowano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej w modelu 3 (ang. *intraclass correlation coefficient* – ICC_{3,k}), gdzie k oznacza liczbę powtarzanych pomiarów. W ramach oceny wiarygodności w badaniu pilotażowym wykorzystano układ z 5 powtarzanimi (uśrednionymi) pomiarami w dwóch seriach (ICC_{3,5}), zaś w celu oceny wiarygodności pomiarów w trakcie badań właściwych analizie poddano 5 pojedynczych (nieuśrednianych) pomiarów (ICC_{3,1}). Obliczono również standardowy błąd pomiaru (ang. *standard error of measurement* – SEM), gdzie $SEM = \text{odchylenie standardowe} * \sqrt{1 - ICC}$ oraz najmniejszą wykrywalną różnicę (ang. *smallest detectable difference* – SDD), gdzie $SDD = 1,96 * SEM * \sqrt{2}$.

Spełnienie założeń pozwalających na wykorzystanie w analizie testów parametrycznych (analizy wariancji) weryfikowano testami Shapiro-Wilka (odchylenia rozkładu empirycznego od normalnego) oraz Levene'a (homogeniczność wariancji). W przypadku gdy założenia o normalności rozkładu i homogeniczności wariancji zostały spełnione, wykonywano jednowymiarową, jednoczynnikową analizę wariancji (gdzie wymiar stanowił przeciętny/szczytowy zakres aktualnie analizowanego parametru kinematycznego; a czynnik – porównywane typy kończyn: operowana, nieoperowana, zdrowa). W przypadku wykrycia istotnych różnic międzygrupowych analizę tę rozszerzano o test post-hoc Tukeya. Gdy założenia o normalności rozkładu i homogeniczności wariancji nie zostały spełnione, stosowano nieparametryczny test Kruskala-Wallisa, a w przypadku występowania istotnych różnic międzygrupowych wykonywano test porównań wielokrotnych (w dalszej części rozprawy test ten nazywany będzie testem post-hoc). W celu oceny zróżnicowania przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń pomiędzy obiema kończynami zdrowymi w grupie kontrolnej, zastosowano nieparametryczny test U Manna-Whitneya (ze względu na istotne odchylenie parametrów od rozkładu normalnego). Wynik uznawano za istotny statystycznie gdy $P \leq 0,05$.

4. Wyniki

Na wstępie niniejszego rozdziału zostanie przedstawiona ocena poziomu wiarygodności w trakcie badania właściwego, statystyki opisowe wraz z wynikami testów istotności różnic międzygrupowych dla przeciętnych oraz szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Dokładnie taki sam układ prezentacji wyników zastosowany zostanie następnie dla próby lądowania jednonóż po zeskoku pionowym.

Z powodu występowania braku zróżnicowania parametrów przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń pomiędzy dwoma kończynami zdrowymi w grupie kontrolnej, podjęto decyzję o uśrednieniu wyników obydwu z nich i przedstawienie jako jeden typ – kończyna zdrowa.

4.1. Lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek

4.1.1. Wiarygodność pomiarów

Przed przystąpieniem do badań właściwych w ramach pilotażu określono wiarygodność przeprowadzanych pomiarów w oparciu o uśrednione wartości pomiaru powtarzanego pięciokrotnie. Wyniki przedstawiono w Rozdziale 3.5 (Tabela 2 i 3).

Bezpośrednio w trakcie wykonywania badań właściwych wiarygodność oceniono w oparciu o pięć pojedynczych (nieuśrednianych) powtarzanych pomiarów. Do analizy tej włączono jednocześnie wszystkie przebadane kończyny (n=54), tj.: operowane (n=18), nieoperowane (n=18) (z grupy badawczej) oraz zdrowe (n=18) (z grupy kontrolnej). W Tabeli 4 zaprezentowano wyniki tej oceny wiarygodności dla próby lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek.

Pomiary wartości przeciętnych dwóch parametrów kinematycznych cechowały się umiarkowaną wiarygodnością. Był to zakres przemieszczenia kości miednicznych w płaszczyźnie poprzecznej ($ICC_{3,1}=0,52$) oraz zakres przemieszczenia stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej ($ICC_{3,1}=0,66$). Pozostałe parametry charakteryzowały się dobrym i doskonałym poziomem wiarygodności ($ICC_{3,1}=0,77-0,91$).

W grupie szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek, cztery z parametrów charakteryzowały się umiarkowanym poziomem wiarygodności.

Były to kolejno: szczytowy zakres przemieszczenia kości miednicznych w płaszczyźnie poprzecznej ($ICC_{3,1}=0,57$), zakres przemieszczenia stawu biodrowego w płaszczyźnie poprzecznej ($ICC_{3,1}=0,75$), zakres przemieszczenia stawu skokowego w płaszczyźnie strzałkowej ($ICC_{3,1}=0,56$) i czołowej ($ICC_{3,1}=0,68$). Pozostałe parametry charakteryzowały się dobrym poziomem wiarygodności ($ICC_{3,1}=0,77-0,87$).

Tabela 4. Ocena wiarygodności pięciu powtarzanych, pojedynczych (nieuśrednionych) pomiarów przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek w trakcie badania właściwego. Analizie poddano wyniki wszystkich kończyn (n=54: operowane (n=18), nieoperowane (n=18), zdrowe (n=18)). Wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ($ICC_{3,1}$), wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD). S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

Parametr	Przeciętne zakresy			Szczytowe zakresy		
	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [$^{\circ}$]	SDD [$^{\circ}$]	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [$^{\circ}$]	SDD [$^{\circ}$]
kość miedniczna (S)	0,77 (0,67-0,85)	1,55	4,29	0,78 (0,69-0,86)	1,88	5,22
kość miedniczna (C)	0,82 (0,74-0,89)	1,47	4,06	0,78 (0,68-0,86)	2,13	5,90
kość miedniczna (P)	0,52 (0,38-0,66)	2,88	7,99	0,57 (0,43-0,70)	2,77	7,68
staw biodrowy (S)	0,81 (0,72-0,88)	2,34	6,48	0,82 (0,74-0,89)	2,69	7,44
staw biodrowy (C)	0,81 (0,72-0,88)	2,42	6,71	0,87 (0,81-0,92)	2,69	7,46
staw biodrowy (P)	0,91 (0,86-0,94)	2,24	6,20	0,75 (0,65-0,84)	3,36	9,31
staw kolanowy (S)	0,84 (0,76-0,90)	3,12	8,65	0,87 (0,81-0,92)	3,43	9,51
staw kolanowy (C)	0,84 (0,77-0,90)	1,04	2,89	0,77 (0,68-0,85)	1,68	4,65
staw kolanowy (P)	0,87 (0,81-0,92)	1,28	3,56	0,86 (0,80-0,92)	2,12	5,89
staw skokowy (S)	0,77 (0,68-0,86)	2,28	6,33	0,56 (0,42-0,69)	3,85	10,68
staw skokowy (C)	0,66 (0,54-0,78)	1,65	4,59	0,68 (0,56-0,79)	2,10	5,81

Należy pamiętać iż w modelu $ICC_{3,1}$ zawsze uzyskuje się nieco gorsze wyniki niż w modelach opartych o uśrednione wartości kilku pomiarów badanych parametrów (patrz Rozdział 3.5). Jego zastosowanie stanowi jednak jedyną możliwość oceny wiarygodności w badaniach właściwych, a wyniki można uznać za zadawalające.

4.1.2. Statystyki opisowe i analiza testowa

W celu dobrania odpowiedniego testu do przeprowadzenia analizy statystycznej, w pierwszej kolejności wykonano test oceny rozkładu normalności Shapiro-Wilka dla przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej w poszczególnych typach kończyn oraz test jednorodności wariancji Levene'a. Wyniki zamieszczono w Tabeli 5.

Tabela 5. Wyniki oceny normalności rozkładu przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych oraz stawów kończyny dolnej podczas lądowania jedno nogi po przeskoku przez płotek dla poszczególnych typów kończyn (test Shapiro-Wilka) oraz oceny jednorodności wariancji (test Levene'a). W tabeli przedstawiono wartości *P*. S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna; O – kończyna operowana; N – kończyna nieoperowana; Z – kończyna zdrowa.

Parametr	Przeciętne zakresy				Szczytowe zakresy			
	Shapiro-Wilk		Levene		Shapiro-Wilk		Levene	
	O	N	Z	-----	O	N	Z	-----
kość miedniczna (S)	0,19	0,26	0,00	0,02	0,26	0,37	0,00	0,00
kość miedniczna (C)	0,09	0,19	0,41	0,05	0,00	0,15	0,18	0,10
kość miedniczna (P)	0,02	0,11	0,03	0,69	0,03	0,05	0,08	0,87
staw biodrowy (S)	0,02	0,05	0,00	0,07	0,10	0,12	0,00	0,08
staw biodrowy (C)	0,03	0,00	0,26	0,61	0,00	0,01	0,05	0,20
staw biodrowy (P)	0,07	0,01	0,00	0,13	0,14	0,00	0,10	0,77
staw kolanowy (S)	0,08	0,02	0,00	0,01	0,06	0,22	0,02	0,00
staw kolanowy (C)	0,00	0,16	0,24	0,29	0,01	0,08	0,12	0,05
staw kolanowy (P)	0,04	0,05	0,00	0,00	0,02	0,07	0,01	0,00
staw skokowy (S)	0,00	0,32	0,03	0,04	0,00	0,07	0,06	0,28
staw skokowy (C)	0,07	0,02	0,14	0,30	0,07	0,40	0,07	0,05

kolor czerwony – wynik istotny statystycznie

Ze względu na występowanie istotnych odchyłeń rozkładów przeciętnych oraz szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej od rozkładu normalnego w poszczególnych typach kończyn oraz brak jednorodności wariancji podjęto decyzję o zastosowaniu nieparametrycznego testu Kruskala-Wallisa do analizy różnic międzygrupowych wszystkich parametrów.

Statystyki opisowe przeciętnych zakresów przemieszczeń uzyskanych podczas lądowania jedno nogi po przeskoku przez płotek oraz poziom istotności statystycznej (*P*) uzyskany w teście Kruskala-Wallisa zamieszczono w Tabeli 6, a dla zakresów szczytowych – w Tabeli 7.

Tabela 6. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) oraz mediany (dolny kwartyl-górny kwartyl) przeciętnych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jedno nogę po przeskoku przez płatek dla porównywanych typów kończyn dolnych. Wyniki podano w stopniach kątowych. Największe zakresy przemieszczeń w poszczególnych kończynach oznaczono kolorem różowym, najmniejsze niebieskim. Zaprezentowano również poziomy istotności statystycznej (*P*). S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

Parametr	Operowana (n=18)	Nieoperowana (n=18)	Zdrowa (n=18)	<i>P</i>
kość miedniczna (S)	1,7 \pm 2,6 (-1,8-5,5)	4,4 \pm 1,9 (1,0-6,8)	1,5 \pm 3,3 (-3,7-4,1)	0,01*
	1,2 (-0,6-4,7)	4,6 (3,3-6,2)	3,2 (-3,5-3,7)	
kość miedniczna (C)	-3,1 \pm 1,6 (-5,2-0,0)	-5,7 \pm 3,1 (-11,2-(-1,6))	-1,3 \pm 3,2 (-6,3-3,6)	0,00*
	-3,4 (-4,2-(-2,2))	-6,0 (-7,7-(-3,4))	-1,9 (-3,3-1,8)	
kość miedniczna (P)	-13,9 \pm 3,1 (-20,0-(-10,4))	-15,6 \pm 3,3 (-21,0-(-11,0))	-14,0 \pm 3,1 (-17,5-(-9,7))	0,18*
	-14,1 (-14,7-(-10,6))	-16,0 (-17,5-(-11,6))	-14,2 (-17,2-(-10,6))	
staw biodrowy (S)	35,0 \pm 5,3 (27,5-41,1)	40,2 \pm 4,3 (34,0-45,6)	36,5 \pm 4,0 (28,4-39,6)	0,04*
	37,2 (29,6-39,7)	42,2 (35,4-44,1)	38,9 (33,5-39,4)	
staw biodrowy (C)	-4,7 \pm 4,6 (-12,3-3,7)	-9,3 \pm 3,5 (-12,6-(-3,2))	-2,3 \pm 4,7 (-10,0-4,8)	0,00*
	-4,2 (-7,5-(-3,9))	-11,1 (-11,9-(-5,4))	-3,8 (-4,6-1,7)	
staw biodrowy (P)	-9,3 \pm 5,3 (-18,5-(-3,1))	-7,7 \pm 4,2 (-12,2-1,2)	-10,0 \pm 10,8 (-34,6-(-0,7))	0,74*
	-7,3 (-14,6-(-4,5))	-9,3 (-10,3-(-6,1))	-7,5 (-8,7-(-3,4))	
staw kolanowy (S)	22,6 \pm 9,2 (8,6-33,4)	27,1 \pm 5,4 (16,9-32,5)	28,8 \pm 5,8 (19,0-33,9)	0,13*
	23,9 (14,5-32,6)	26,9 (24,0-32,4)	30,8 (21,3-33,2)	
staw kolanowy (C)	-1,8 \pm 3,5 (-9,7-1,4)	-2,9 \pm 1,6 (-5,5-(-1,0))	-2,9 \pm 1,8 (-5,5-0,2)	0,02*
	-0,9 (-1,4-0,5)	-2,5 (-4,0-(-1,3))	-3,5 (-4,3-(-1,7))	
staw kolanowy (P)	-2,6 \pm 3,7 (-6,7-3,0)	0,6 \pm 3,0 (-3,1-5,2)	-3,7 \pm 1,7 (-7,2-(-2,2))	0,00*
	-2,1 (-6,6-1,2)	1,6 (-2,2-3,2)	-2,8 (-4,3-(-2,6))	
staw skokowy (S)	-10,0 \pm 4,9 (-19,7-(-5,8))	-9,1 \pm 2,7 (-13,3-(-4,8))	-6,0 \pm 4,2 (-13,4-(-1,7))	0,06*
	-6,7 (-13,5-(-6,7))	-9,1 (-11,8-(-6,9))	-4,6 (-9,8-(-2,1))	
staw skokowy (C)	-4,9 \pm 1,7 (-7,0-(-2,4))	-2,9 \pm 2,0 (-5,5-(-0,3))	-1,8 \pm 2,4 (-5,7-1,2)	0,00*
	-5,4 (-6,5-(-3,1))	-1,9 (-5,1-(-1,4))	-1,5 (-3,6-0,3)	

* test Kruskala Wallisa; † - jednoczynnikowa analiza wariancji; kolor czerwony – wynik istotny statystycznie

Analiza wartości przeciętnych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej uwidacznia nieco odmienne trendy w obrębie poszczególnych, porównywanych grup (trendy te dobrze obrazują kolory zastosowane w Tabeli 6). I tak, w przypadku kończyny operowanej zakresy rejestrowane w stawie skokowym (płaszczyzna strzałkowa: $-10,0^\circ$ (zgięcie podszwowe); płaszczyzna czołowa: $-4,9^\circ$ (supinacja)) przewyższały te, rejestrowane dla pozostałych typów kończyn. Pozostałe elementy łańcucha biokinematycznego operowanej kończyny dolnej, w porównaniu z ich odpowiednikami w innych typach kończyn, cechowały się raczej mniejszym zakresem przemieszczeń (np. kości miedniczne w płaszczyźnie poprzecznej: $-13,9^\circ$ (rotacja zewnętrzna), staw biodrowy w płaszczyźnie strzałkowej: $35,0^\circ$ (zgięcie), staw kolanowy w płaszczyźnie

strzałkowej: 22,6° (zgięcie), oraz czołowej: -1,8° (koślawość)). Można zatem twierdzić, iż w największym stopniu podczas lądowania „pracował” dalszy staw operowanej kończyny, a w najmniejszym stopniu środkowy. Podobny wzorzec przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej zaobserwowano analizując ich wartości szczytowe.

Tabela 7. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) oraz mediany (dolny kwartylny kwartylny) szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płatek dla porównywanych typów kończyn dolnych. Wyniki podano w stopniach katowych. Największe zakresy przemieszczeń w poszczególnych kończynach oznaczono kolorem różowym, najmniejsze niebieskim. Zaprezentowano również poziom istotności statystycznej (*P*). S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

Parametr	Operowana (n=18)	Nieoperowana (n=18)	Zdrowa (n=18)	<i>P</i>
kość miedniczna (S)	2,2 \pm 3,3 (-2,4-6,9)	6,0 \pm 1,6 (3,5-8,4)	2,0 \pm 4,2 (-4,9-5,6)	0,00*
	1,9 (-0,8-5,8)	5,9 (4,9-7,2)	3,9 (-3,9-5,0)	
kość miedniczna (C)	-3,0 \pm 3,2 (-5,6-3,9)	-6,8 \pm 3,0 (-12,6-(-2,7))	-1,7 \pm 4,5 (-8,0-5,3)	0,00*
	-4,1 (-5,2-(-1,6))	-6,6 (-8,6-(-4,8))	-3,2 (-4,4-2,8)	
kość miedniczna (P)	-15,5 \pm 3,6 (-22,3-(-11,5))	-17,5 \pm 3,4 (-22,1-(-12,7))	-15,3 \pm 2,9 (-18,8-(-10,9))	0,10*
	-15,3 (-17,4-(-11,5))	-18,9 (-19,7-(-13,1))	-16,2 (-18,3-(-12,4))	
staw biodrowy (S)	40,1 \pm 6,5 (29,4-48,5)	46,8 \pm 4,4 (41,5-54,7)	41,9 \pm 4,8 (31,6-46,0)	0,01*
	42,8 (35,4-45,1)	46,3 (42,9-49,1)	44,3 (40,7-45,3)	
staw biodrowy (C)	-5,5 \pm 8,0 (-16,0-11,3)	-10,8 \pm 3,3 (-14,7-(-5,8))	-1,9 \pm 6,4 (-9,5-9,5)	0,00*
	-6,0 (-8,5-(-5,3))	-11,8 (-13,1-(-6,2))	-5,4 (-6,0-3,7)	
staw biodrowy (P)	-13,4 \pm 6,3 (-24,1-(-4,8))	-11,7 \pm 6,7 (-16,4-3,7)	-12,8 \pm 5,5 (-23,2-(-6,3))	0,85*
	-11,1 (-19,7-(-9,7))	-13,4 (-16,0-(-12,0))	-11,8 (-16,1-(-7,6))	
staw kolanowy (S)	34,3 \pm 12,3 (13,0-48,0)	40,5 \pm 5,7 (31,5-48,5)	40,7 \pm 7,0 (30,8-50,1)	0,32*
	39,1 (24,1-44,6)	39,0 (36,5-45,8)	42,1 (31,1-45,1)	
staw kolanowy (C)	-2,3 \pm 4,6 (-12,2-2,6)	-4,0 \pm 1,4 (-6,3-(-2,4))	-3,7 \pm 2,8 (-7,2-0,6)	0,06*
	-1,0 (-3,5-0,7)	-3,7 (-4,8-(-2,5))	-4,4 (-6,4-(-0,5))	
staw kolanowy (P)	-4,8 \pm 6,0 (-10,9-4,5)	0,4 \pm 4,9 (-5,8-7,5)	-6,0 \pm 2,6 (-9,4-(-2,4))	0,01*
	-4,2 (-10,6-1,7)	1,6 (-4,2-4,4)	-4,5 (-8,5-(-4,4))	
staw skokowy (S)	-18,4 \pm 3,7 (-25,8-(-15,3))	-17,4 \pm 3,7 (-21,7-(-10,4))	-12,7 \pm 4,6 (-18,6-(-6,5))	0,01*
	-17,4 (-21,1-(-15,6))	-18,9 (-20,6-(-14,9))	-12,9 (-17,6-(-8,5))	
staw skokowy (C)	-7,9 \pm 1,9 (-10,8-(-5,2))	-5,1 \pm 2,9 (-9,6-(-1,1))	-3,5 \pm 3,1 (-8,2-0,5)	0,00*
	-8,5 (-9,2-(-5,4))	-4,5 (-7,6-(-2,3))	-4,4 (-5,7-(-0,2))	

* test Kruskala Wallisa; † - jednoczynnikowa analiza wariancji; kolor czerwony – wynik istotny statystycznie

W kończynie nieoperowanej przeciętne zakresy przemieszczeń przewyższające te, rejestrowane dla innych typów kończyn odnotowano z kolei w bliższej części łańcucha biokinematycznego. Należały do nich przemieszczenia kości miednicznej we wszystkich płaszczyznach odniesienia (płaszczyzna strzałkowa: 4,4° (przodopochylenie); płaszczyzna

czołowa $-5,7^\circ$ (pochylenie dobowne); płaszczyzna poprzeczna: $-15,6^\circ$ (rotacja zewnętrzna)) oraz przemieszczenia stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej: $40,2^\circ$ (zgięcie) i czołowej: $-9,3^\circ$ (odwodzenie). Do tego dołączył również staw kolanowy w płaszczyźnie czołowej z największym przemieszczeniem w kierunku koślawości ($-2,9^\circ$). Identyczny wzorzec ruchu kończyny nieoperowanej zaobserwowano analizując wartości szczytowe przemieszczeń.

W przypadku kończyny zdrowej zarejestrowano jeszcze inną sytuację. Największe, w porównaniu z pozostałymi typami kończyn, przeciętne przemieszczenia rejestrowano bowiem w środkowej części łańcucha biokinematycznego. Należy tutaj wskazać na zginanie stawu kolanowego (płaszczyzna strzałkowa, $28,8^\circ$), przemieszczenie w kierunku koślawości (płaszczyzna czołowa, $-2,9^\circ$) oraz rotację zewnętrzną (płaszczyzna poprzeczna, $-3,7^\circ$). Do wymienionej grupy ruchów dołączyła również rotacja zewnętrzna stawu biodrowego (płaszczyzna poprzeczna, $-10,0^\circ$). Górne i dolne fragmenty łańcucha biokinematycznego ulegały w porównaniu z innymi typami kończyn raczej mniejszym przemieszczeniom. Analiza szczytowych wartości przemieszczeń w dużej mierze pokrywa się z powyższymi obserwacjami.

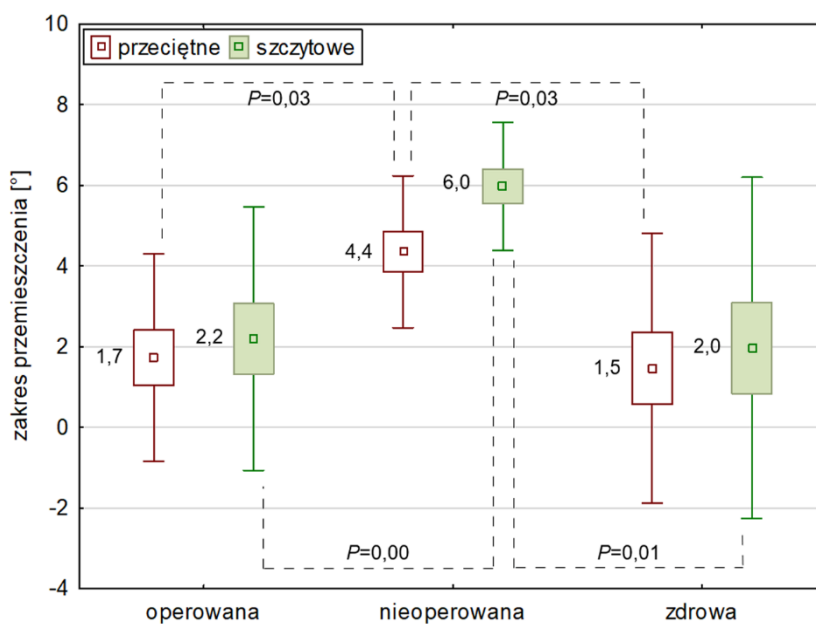
Należy zaznaczyć, iż wszystkie typy kończyn charakteryzowały się niemal jednakowym kierunkiem przemieszczeń. Przemieszczenie kości miednicznych zawsze odbywało się w stronę przodopochylenia, pochylenia dobownego oraz rotacji zewnętrznej. W stawie biodrowym dochodziło do zgięcia, odwodzenia i rotacji zewnętrznej, w stawie kolanowym – do zgięcia, koślawości, a w stawie skokowym – do zgięcia podszwawego i supinacji. Wyjątkiem był kierunek przemieszczenia stawu kolanowego w płaszczyźnie poprzecznej. W kończynie operowanej i zdrowej przemieszczenie zachodziło do rotacji zewnętrznej, z kolei w kończynie nieoperowanej – do rotacji wewnętrznej.

4.1.3. *Porównania post-hoc*

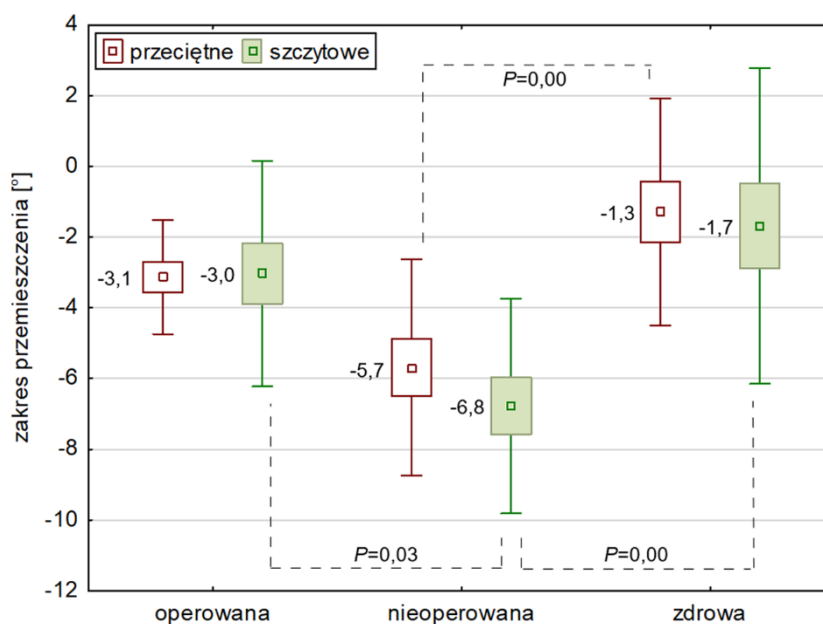
Wyniki testów statystycznych wykazały istotne zróżnicowanie międzygrupowe przeciętnych zakresów przemieszczeń kości miednicznych w płaszczyźnie strzałkowej ($P=0,01$; Tabela 6). Analiza post-hoc wykazała występowanie istotnych różnic pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,03$) oraz kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,03$; Rycina 14). Istotne różnice międzygrupowe zaobserwowano również podczas

analizy wartości szczytowych tychże zakresów ($P=0,00$; Tabela 7). Analiza post-hoc wykazała istotne różnice pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,00$) oraz kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,01$; Rycina 14).

Kolejnym parametrem wykazującym istotne zróżnicowanie międzygrupowe były przeciętne zakresy przemieszczeń kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej ($P=0,00$; Tabela 6). Analiza post-hoc wykazała istotne różnice pomiędzy kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 15). Istotne zróżnicowanie międzygrupowe zaobserwowano również podczas analizy wartości szczytowych przemieszczeń kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej ($P=0,00$; Tabela 7). Test post-hoc w tym przypadku wykazał istotne różnice pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,03$) oraz kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 15).



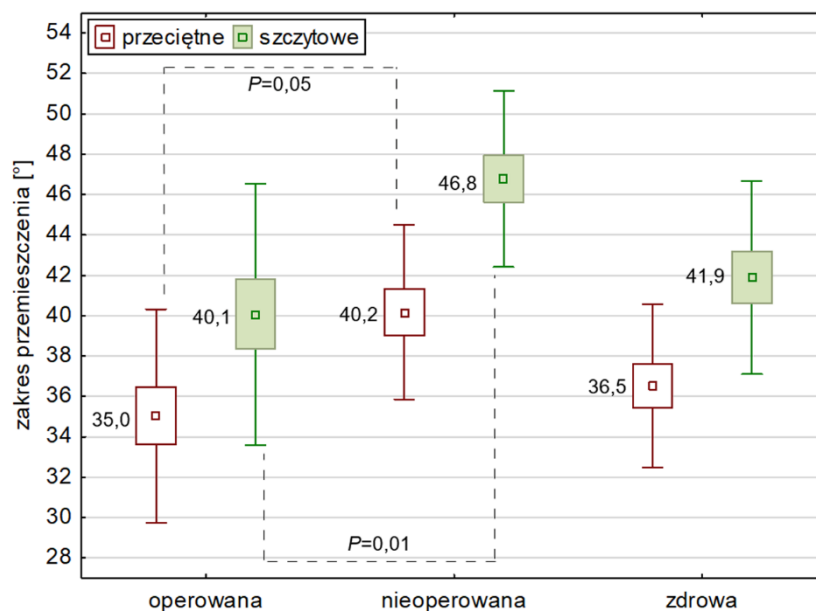
Rycina 14. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych w płaszczyźnie strzałkowej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.



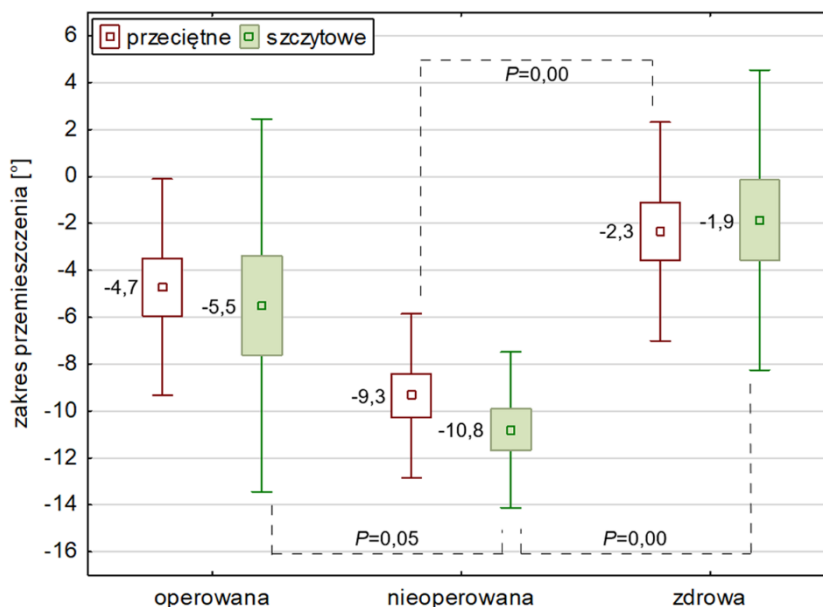
Rycina 15. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

W stawie biodrowym istotnym różnicowaniem międzygrupowym charakteryzowały się przeciętne zakresy przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej ($P=0,04$; Tabela 6). Analiza post-hoc wykazała różnice pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,05$; Rycina 16). Analiza szczytowych zakresów przemieszczeń stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej również uwidoczniała występowanie istotnego różnicowania pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn ($P=0,01$; Tabela 7). Testy post-hoc wykazały różnice pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,01$; Rycina 16).

Kolejnym parametrem dotyczącym stawu biodrowego, w przypadku którego zaobserwowano występowanie istotnych różnic pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn dolnych były przeciętne zakresy przemieszczeń w płaszczyźnie czołowej ($P=0,00$; Tabela 6). Analiza post-hoc wykazała różnicowanie pomiędzy kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 17). Istotne różnicowanie zaobserwowano również w analizie wartości szczytowych zakresów tychże przemieszczeń stawu biodrowego ($P=0,00$; Tabela 7). Test post-hoc wykazał występowanie istotnych różnic pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,05$) oraz nieoperowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 17).



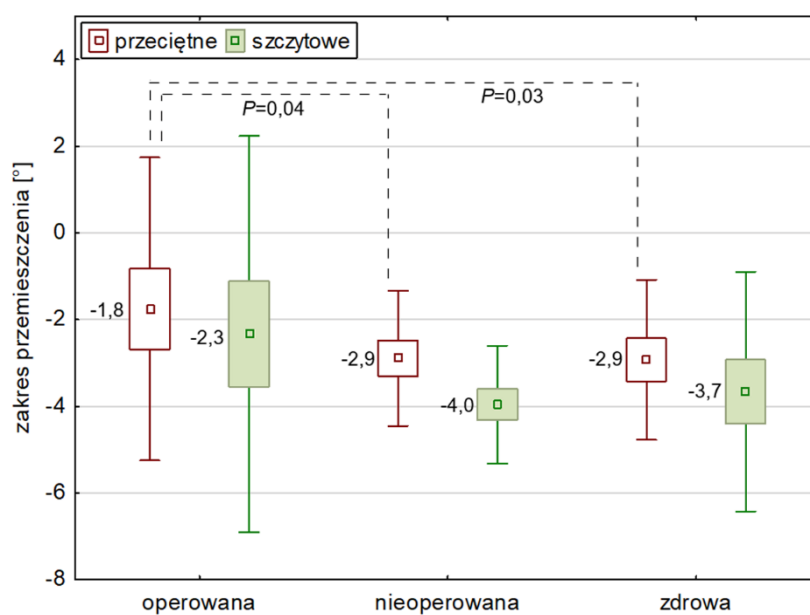
Rycina 16. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.



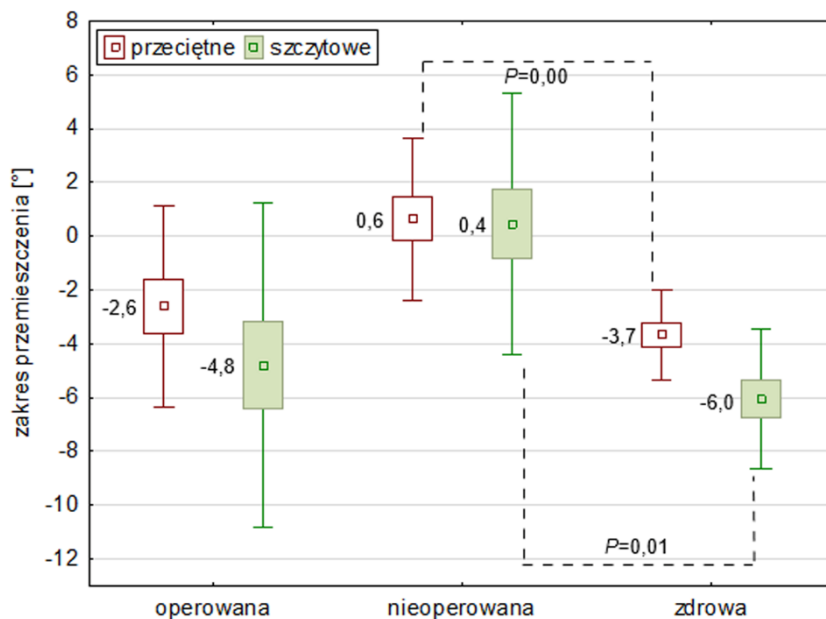
Rycina 17. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu biodrowego w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

W stawie kolanowym istotne zróżnicowanie przeciętnych zakresów przemieszczeń wystąpiło w płaszczyźnie czołowej ($P=0,02$; Tabela 6). Analiza post-hoc wykazała różnice pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,04$) oraz operowaną i zdrową ($P=0,03$; Rycina 18).

Kolejnym parametrem stawu kolanowego wykazującym zróżnicowanie były przeciętne zakresy przemieszczenia w płaszczyźnie poprzecznej ($P=0,00$; Tabela 6). Test post-hoc wykazał występowanie istotnych różnic pomiędzy kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 19). Analiza szczytowych zakresów przemieszczeń stawu kolanowego w tejże płaszczyźnie również wykazała występowanie istotnych różnic pomiędzy kończynami ($P=0,01$; Tabela 7). Różnica występowała pomiędzy kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,01$; Rycina 19).



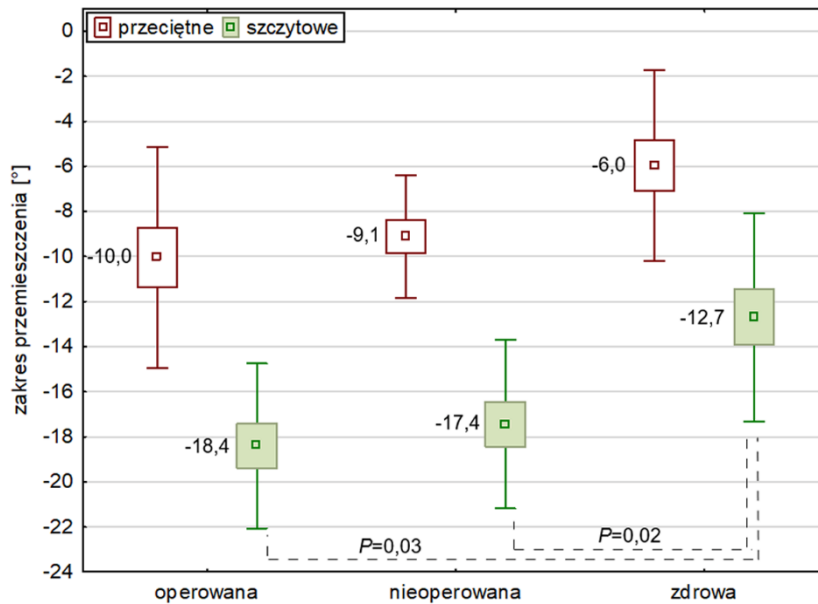
Rycina 18. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.



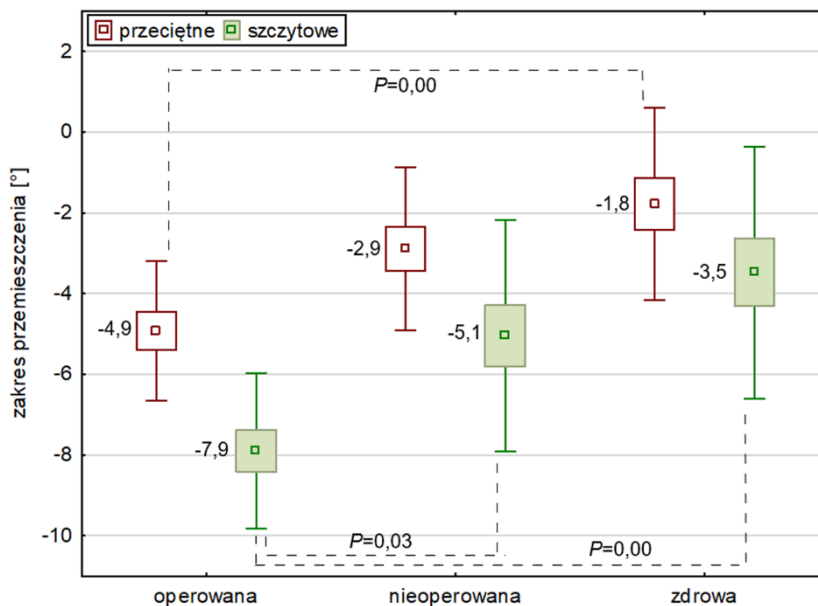
Rycina 19. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu kolanowego w płaszczyźnie poprzecznej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

W stawie skokowym istotne zróżnicowanie pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn dotyczyło szczytowych zakresów przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej ($P=0,01$; Tabela 7). Analiza post-hoc uwidoczniała występowanie istotnych różnic pomiędzy kończyną operowaną i zdrową ($P=0,03$) oraz nieoperowaną i zdrową ($P=0,02$; Rycina 20).

Ostatnim z grupy parametrów wykazujących istotne zróżnicowanie były przeciętne przemieszczenia stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej ($P=0,00$; Tabela 6). Analiza post-hoc wykazała występowanie istotnych różnic pomiędzy kończyną operowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 21). Szczytowe zakresy przemieszczeń stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej również charakteryzowały się zróżnicowaniem istotnym ($P=0,00$; Tabela 7). Różnice w teście post-hoc wykazano pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,03$) oraz kończyną operowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 21).



Rycina 20. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu skokowego w płaszczyźnie strzałkowej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

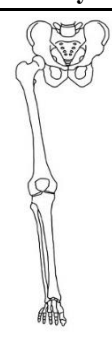


Rycina 21. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

4.1.4. Wzorce kinematyczne

Na podstawie przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek przedstawiono schematyczne, empiryczne wzorce lądowania zbiorczo obrazujące zachowanie kinematyczne całej kończyny dolnej w poszczególnych płaszczyznach ruchu (Tabela 8). W tym celu uzyskanym zakresom przyporządkowano odpowiednie „stopnie” przyznając im odpowiednią liczbę symboli „+” zgodnie z następującym schematem: + – najmniejszy stopień przemieszczenia spośród wszystkich trzech typów kończyn; ++ – pośredni stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn; +++ – największy stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn.

Tabela 8. Empiryczny wzorec kinematyczny dla poszczególnych typów kończyn dolnych podczas lądowania po przeskoku przez płotek. Zarejestrowanym zakresom przyporządkowano odpowiednie „stopnie” przyznając im odpowiednią liczbę symboli „+” zgodnie z następującym schematem: + – najmniejszy stopień przemieszczenia spośród wszystkich trzech typów kończyn; ++ – pośredni stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn; +++ – największy stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn. Wiersz „suma” reprezentuje sumę symboli „+” dla danej płaszczyzny ruchu w poszczególnym typie kończyny. Strzałka wskazuje właściwy kierunek analizy tabeli. O – kończyna operowana; N – kończyna nieoperowana; Z – kończyna zdrowa; S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.


	Przeciętne zakresy									Kończyna Płaszczyzna	Szczytowe zakresy								
	O			N			Z				O			N			Z		
	S	C	P	S	C	P	S	C	P		S	C	P	S	C	P	S	C	P
k. miedniczna	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+
	+	+		+	+	+			+		+	+	+	+	+	+			
st. biodrowy	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+
		+	+	+	+		+		+			+	+	+	+	+		+	+
st. kolanowy	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+
			+	+	+		+	+	+			+	+		+	+	+	+	+
st. skokowy	+	+		+	+		+	+		+	+		+	+		+	+		
	+	+		+	+					+	+		+	+					
	7	8	5	10	11	5	7	6	8	Suma	7	8	7	10	11	5	7	5	6

Na podstawie analizy sumy stopni przemieszczeń dla poszczególnych typów kończyn (Tabela 8, wiersz „suma”) można zaobserwować, że kończyna operowana spośród wszystkich typów kończyn w najmniejszym stopniu poruszała się w płaszczyźnie strzałkowej (suma stopni 7 dla zakresów przeciętnych i szczytowych).

Kończyna nieoperowana wykazywała natomiast największą sumę stopni przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej (suma stopni 10 dla zakresów przeciętnych i szczytowych) i czołowej (suma stopni 11 dla zakresów przeciętnych i szczytowych), zaś najmniejszą – w płaszczyźnie poprzecznej (suma stopni 5 dla zakresów przeciętnych i szczytowych). Kończyna zdrowa z kolei, przemieszczała się w najmniejszym stopniu w płaszczyźnie strzałkowej (suma stopni 7 dla zakresów przeciętnych i szczytowych) i czołowej (suma stopni 6 dla zakresów przeciętnych i 6 dla szczytowych).

W dalszej kolejności przeprowadzono zabieg polegający na nałożeniu na zarejestrowany wzorzec empiryczny elementów teoretycznych (opartych na danych z literatury, patrz Rozdział 1.4.3 i 2.1.3) wzorców predysponującego do uszkodzenia WKP i zabezpieczającego przed uszkodzeniem WKP (Tabela 9).

Tabela 9. Wzorce **predysponujący do uszkodzenia WKP** (kolor różowy) oraz **zabezpieczający przed uszkodzeniem WKP** (kolor niebieski) nałożone na **empiryczny wzorzec** kinematyczny dla poszczególnych typów kończyn dolnych podczas lądowania po przeskoku przez płotek. Wiersz „suma” reprezentuje sumę występowania czynników predysponujących (tj. sumę pól różowych) oraz zabezpieczających (tj. sumę pól niebieskich) w danej kolumnie. W tym przypadku nie sumowano stopni przemieszczeń. Strzałka wskazuje właściwy kierunek analizy tabeli. O – kończyna operowana; N – kończyna nieoperowana; Z – kończyna zdrowa; S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

	Przeciętne zakresy									Kończyna Płaszczyzna	Szczytowe zakresy									
	O			N			Z				S	O			N			Z		
	S	C	P	S	C	P	S	C	P			S	C	P	S	C	P	S	C	P
k. miedniczna	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+	
st. biodrowy	+	+		+	+		+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+	
st. kolanowy	+	+		+	+		+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+	
st. skokowy	+	+		+	+		+	+	+		+	+		+	+		+	+		
Suma	1	4		3	2		5	2			1	5		3	2		4	1		

kolor różowy – element wzorca predysponującego do uszkodzenia WKP
kolor niebieski – element wzorca zabezpieczającego przed uszkodzeniem WKP

Powyższe obserwacje sugerują, że kończyna operowana charakteryzowała się występowaniem najmniejszej liczby czynników predysponujących do uszkodzenia WKP (po 1 dla wartości przeciętnych i szczytowych) oraz największej liczby czynników

zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP (4 dla wartości przeciętnych i 5 dla wartości szczytowych) spośród wszystkich typów kończyn.

W kończynie zdrowej z kolei, występowało najwięcej czynników predysponujących do uszkodzenia WKP (5 dla zakresów przeciętnych i 4 dla zakresów szczytowych) oraz najmniej czynników zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP (2 dla wartości przeciętnych i 1 dla wartości szczytowych) w odniesieniu do pozostałych typów kończyn.

4.2. Lądowanie jednonóż po zeskoku pionowym

4.2.1. Wiarygodność pomiarów

Wiarygodność pomiarów w trakcie wykonywania badań właściwych oceniono podobnie, jak w przypadku lądowania po przeskoku przez płotek, w oparciu o pięć pojedynczych (nieuśrednianych) powtarzanych pomiarów (Tabela 10).

Tabela 10. Ocena wiarygodności pięciu powtarzanych, pojedynczych (nieuśrednionych) pomiarów przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym w trakcie badania właściwego. Analizie poddano wyniki wszystkich kończyn (n=54: operowane (n=18), nieoperowane (n=18), zdrowe (n=18)). Wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ($ICC_{3,1}$), wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD). S – płaszczyzna strzałkowa, C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

Parametr	Przeciętne zakresy			Szczytowe zakresy		
	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [°]	SDD [°]	ICC ($\pm 95\%CI$)	SEM [°]	SDD [°]
kość miedniczna (S)	0,85 (0,78-0,91)	1,70	4,73	0,86 (0,79-0,91)	2,07	5,75
kość miedniczna (C)	0,68 (0,56-0,79)	2,21	6,12	0,62 (0,49-0,75)	2,87	7,95
kość miedniczna (P)	0,77 (0,68-0,86)	2,44	6,75	0,79 (0,69-0,86)	2,24	6,22
staw biodrowy (S)	0,89 (0,83-0,93)	2,46	6,81	0,86 (0,79-0,91)	3,12	8,64
staw biodrowy (C)	0,79 (0,70-0,87)	2,63	7,28	0,73 (0,62-0,82)	3,27	9,05
staw biodrowy (P)	0,80 (0,71-0,87)	2,52	6,97	0,78 (0,68-0,86)	4,59	12,72
staw kolanowy (S)	0,82 (0,73-0,89)	3,27	9,06	0,85 (0,78-0,91)	3,74	10,35
staw kolanowy (C)	0,83 (0,75-0,89)	1,09	3,03	0,66 (0,54-0,77)	2,03	5,62
staw kolanowy (P)	0,65 (0,53-0,77)	1,98	5,50	0,72 (0,61-0,82)	3,35	9,28
staw skokowy (S)	0,46 (0,32-0,61)	2,21	6,14	0,50 (0,36-0,65)	5,36	14,87
staw skokowy (C)	0,79 (0,70-0,87)	1,34	3,71	0,75 (0,65-0,84)	2,35	6,53

Analiza wiarygodności przeciętnych zakresów przemieszczeń podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym wykazała, że tylko jeden z parametrów – przeciętny zakres przemieszczenia stawu skokowego w płaszczyźnie strzałkowej – charakteryzował się słabym poziomem wiarygodności ($ICC_{3,1}=0,46$). Dwa parametry cechowała wiarygodność

umiarkowana (przeciętny zakres przemieszczenia kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej ($ICC_{3,1}=0,68$) oraz stawu kolanowego płaszczyźnie poprzecznej ($ICC_{3,1}=0,65$)). Pozostałe parametry charakteryzowały się dobrym poziomem wiarygodności ($ICC_{3,1}=0,77-0,89$).

W przypadku szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej, aż sześć parametrów charakteryzowało się umiarkowanym poziomem wiarygodności. Dotyczyły one przemieszczeń wszystkich czterech badanych segmentów kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej ($ICC_{3,1}=0,62-0,75$), przemieszczenia stawu kolanowego w płaszczyźnie poprzecznej ($ICC_{3,1}=0,72$) oraz stawu skokowego w płaszczyźnie strzałkowej ($ICC_{3,1}=0,50$). Pozostałe pięć parametrów charakteryzowało się dobrym poziomem wiarygodności ($ICC_{3,1}=0,78-0,86$).

4.2.2. Statystyki opisowe i analiza testowa

Podobnie jak w przypadku lądowania po przeskoku przez płotek na początku analizy przeprowadzono ocenę odchyłeń rozkładów empirycznych zmiennych zależnych od rozkładu normalnego (test Shapiro-Wilka) oraz jednorodność ich wariancji (test Levene'a). Wyniki przedstawiono w Tabeli 11.

Tabela 11. Wyniki oceny normalności rozkładu przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych oraz stawów kończyny dolnej podczas lądowania jedno nogą po zeskoku pionowym dla poszczególnych typów kończyn (test Shapiro-Wilka) oraz oceny jednorodności wariancji (test Levene'a). W tabeli przedstawiono wartość *P*. S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna; O – kończyna operowana; N – kończyna nieoperowana; Z – kończyna zdrowa.

Parametr	Przeciętne zakresy				Szczytowe zakresy			
	Shapiro-Wilk		Levene		Shapiro-Wilk		Levene	
	O	N	Z	-----	O	N	Z	-----
kość miedniczna (S)	0,21	0,00	0,01	0,12	0,30	0,00	0,01	0,17
kość miedniczna (C)	0,30	0,38	0,09	0,02	0,09	0,24	0,23	0,26
kość miedniczna (P)	0,27	0,00	0,21	0,01	0,43	0,01	0,15	0,01
staw biodrowy (S)	0,05	0,05	0,01	0,08	0,04	0,01	0,22	0,01
staw biodrowy (C)	0,00	0,16	0,04	0,05	0,01	0,05	0,01	0,55
staw biodrowy (P)	0,23	0,23	0,01	0,26	0,10	0,17	0,00	0,09
staw kolanowy (S)	0,28	0,09	0,11	0,18	0,40	0,09	0,32	0,26
staw kolanowy (C)	0,00	0,05	0,02	0,19	0,01	0,02	0,00	0,02
staw kolanowy (P)	0,06	0,00	0,00	0,44	0,03	0,10	0,15	0,34
staw skokowy (S)	0,09	0,08	0,01	0,00	0,00	0,01	0,07	0,00
staw skokowy (C)	0,26	0,23	0,12	0,48	0,03	0,30	0,07	0,27

kolor czerwony – wynik istotny statystycznie

Cztery spośród wszystkich parametrów zakresów przemieszczenia spełniły założenia pozwalające na przeprowadzenie testu parametrycznego jednoczynnikowej analizy wariancji (przeciętny i szczytowy zakres przemieszczenia stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej, przeciętny zakres przemieszczenia stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej oraz szczytowy zakres przemieszczenia kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej). W celu analizy pozostałych różnic międzygrupowych wykorzystano nieparametryczny test Kruskala-Wallisa.

W dalszej części zaprezentowano statystyki opisowe przeciętnych (Tabela 12) i szczytowych (Tabela 13) zakresów przemieszczeń uzyskanych podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym oraz poziom istotności statystycznej (P) uzyskany w teście statystycznym.

Analiza przeciętnych zakresów przemieszczeń miednicy i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym wykazała zróżnicowane wzorce przemieszczeń w zależności od typu kończyny. Można również stwierdzić, że wzorce w dużej mierze różniły się od tych, zaobserwowanych podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek.

Największym przeciętnym zakresem spośród wszystkich typów kończyn cechowały się przemieszczenia kości miednicznych kończyny operowanej w płaszczyźnie czołowej ($-15,4^\circ$ (pochylenie dobowe)) i poprzecznej ($-10,9^\circ$ (rotacja zewnętrzna)). Zakres przemieszczeń stawu kolanowego był w przypadku kończyny operowanej najmniejszy (płaszczyzna strzałkowa: $25,0^\circ$ (zgięcie), płaszczyzna czołowa: $-2,7^\circ$ (koślawość), płaszczyzna poprzeczna: $0,2^\circ$ (rotacja wewnętrzna)). Może to sugerować, iż łańcuch biokinematyczny kończyny operowanej „pracował” w większym zakresie w jego bliższym segmencie, a w mniejszym zakresie w części środkowej.

W kończynie nieoperowanej największe zakresy przeciętnego przemieszczenia, w porównaniu do pozostałych typów kończyn, zachodziły głównie w stawie biodrowym (również w bliższej części łańcucha biokinematycznego, choć nieco bardziej dystalnie, niż w poprzednim wypadku). Największy zakres przeciętnego przemieszczenia tego stawu występował w płaszczyźnie strzałkowej: $22,6^\circ$ (zgięcie) i czołowej $-13,7^\circ$ (odwiedzenie). Najmniejszy zakres przeciętnego przemieszczenia zanotowano z kolei w stawie biodrowym,

w płaszczyźnie poprzecznej: $-5,6^\circ$ (rotacja zewnętrzna) oraz stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej: $3,4^\circ$ (zgięcie grzbietowe).

Tabela 12. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) oraz mediany (dolny kwartyl-górny kwartyl) przeciętnych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednoźródła po zeskoku pionowym dla porównywanych typów kończyn dolnych. Wyniki podano w stopniach kątowych. Największe zakresy przemieszczeń w poszczególnych kończynach oznaczono kolorem różowym, najmniejsze niebieskim. Zaprezentowano również poziomy istotności statystycznej (*P*). S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

Parametr	Operowana (n=18)	Nieoperowana (n=18)	Zdrowa (n=18)	<i>P</i>
kość miedniczna (S)	$-1,6 \pm 5,9$ (-10,1-8,5)	$-1,7 \pm 2,9$ (-4,0-3,2)	$-2,3 \pm 3,4$ (-9,5-1,1)	0,76*
	-1,3 (-7,6-2,2)	-3,1 (-3,9-1,8)	-2,2 (-3,1-0,2)	
kość miedniczna (C)	$-15,4 \pm 3,5$ (-21,7-(-10,3))	$-15,1 \pm 3,6$ (-20,7-(-9,6))	$-11,5 \pm 1,3$ (-13,8-(-9,8))	0,00*
	-15,3 (-17,1-(-12,2))	-15,9 (-17,2-(-11,6))	-11,4 (-12,8-(-10,4))	
kość miedniczna (P)	$-10,9 \pm 6,1$ (-20,1-(-2,6))	$-9,5 \pm 4,3$ (-13,8-(-3,8))	$-9,1 \pm 3,1$ (-14,3-(-5,0))	0,67*
	-11,7 (-16,7-(-5,0))	-12,0 (-13,1-(-4,0))	-8,7 (-10,9-(-5,9))	
staw biodrowy (S)	$21,2 \pm 7,9$ (11,3-31,8)	$22,6 \pm 8,3$ (13,3-39,0)	$20,9 \pm 5,1$ (10,2-26,6)	0,97*
	20,5 (12,9-28,7)	20,6 (15,9-27,5)	22,9 (18,9-23,6)	
staw biodrowy (C)	$-13,0 \pm 5,5$ (-24,5-(-8,3))	$-13,7 \pm 5,3$ (-20,4-(-4,5))	$-8,2 \pm 2,3$ (-10,7-(-4,2))	0,01*
	-9,9 (-16,2-(-9,2))	-14,3 (-19,4-(-9,2))	-8,3 (-10,6-(-5,9))	
staw biodrowy (P)	$-6,6 \pm 5,8$ (-15,9-1,4)	$-5,6 \pm 5,2$ (-13,2-1,8)	$-6,8 \pm 9,4$ (-26,4-3,4)	0,74*
	-6,5 (-11,1-(-2,1))	-6,8 (-9,1-(-0,1))	-5,5 (-9,8-(-0,3))	
staw kolanowy (S)	$25,0 \pm 8,2$ (13,4-36,8)	$26,3 \pm 8,3$ (15,1-40,5)	$26,5 \pm 5,2$ (18,1-34,0)	0,84†
	24,3 (16,2-32,1)	29,4 (17,8-29,6)	24,2 (23,8-31,3)	
staw kolanowy (C)	$-2,7 \pm 3,5$ (-10,4-0,8)	$-3,3 \pm 1,7$ (-6,3-(-1,5))	$-3,9 \pm 2,0$ (-5,9-(-0,2))	0,08*
	-1,6 (-3,7-(-0,5))	-2,8 (-5,0-(-1,6))	-4,5 (-5,8-(-1,9))	
staw kolanowy (P)	$0,2 \pm 2,9$ (-4,2-5,4)	$2,6 \pm 2,5$ (-0,5-7,9)	$-1,7 \pm 1,8$ (-5,0-(-0,3))	0,00*
	-0,5 (-1,0-2,7)	2,2 (1,7-2,6)	-0,8 (-3,7-(-0,3))	
staw skokowy (S)	$3,4 \pm 1,9$ (0,4-5,6)	$3,4 \pm 1,1$ (2,0-5,0)	$3,6 \pm 3,3$ (-1,1-7,4)	0,98*
	3,7 (1,4-5,4)	3,3 (2,0-4,6)	1,9 (1,6-7,4)	
staw skokowy (C)	$-3,9 \pm 2,1$ (-6,6-(-0,3))	$-3,3 \pm 2,3$ (-6,7-0,1)	$-0,5 \pm 2,9$ (-4,9-3,6)	0,00†
	-4,0 (-6,0-(-2,0))	-3,5 (-5,0-(-1,6))	0,3 (-3,9-1,4)	

* test Kruskala Wallisa; † - jednoczynnikowa analiza wariancji; kolor czerwony – wynik istotny statystycznie

Analiza przeciętnych zakresów przemieszczeń kończyny zdrowej, w porównaniu do pozostałych typów kończyn, wykazywała największe przeciętne zakresy przemieszczenia głównie środkowego segmentu łańcucha biokinematycznego – stawu kolanowego (płaszczyzna strzałkowa: 26,5° (zgięcie), płaszczyzna czołowa: -3,9° (koślawość)). Największe zakresy przemieszczeń zaobserwowano również w ruchu kości miednicznych w płaszczyźnie strzałkowej: -2,3° (tyłopochylenie), stawu biodrowego w płaszczyźnie poprzecznej: -6,8° (rotacja zewnętrzna), stawu skokowego w płaszczyźnie strzałkowej: 3,6° (zgięcie grzbietowe).

Tabela 13. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) oraz mediany (dolny kwartył-górny kwartył) szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednoź po zeskoku pionowym dla porównywanych typów kończyn dolnych. Wyniki podano w stopniach kątowych. Największe zakresy przemieszczeń w poszczególnych kończynach oznaczono kolorem różowym, najmniejsze niebieskim. Zaprezentowano również poziom istotności statystycznej (*P*). S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

Parametr	Operowana (n=18)	Nieoperowana (n=18)	Zdrowa (n=18)	<i>P</i>
kość miedniczna (S)	-2,2 \pm 7,1 (-11,8-10,2) -2,4 (-9,1-3,1)	-2,3 \pm 4,6 (-6,2-5,3) -3,7 (-6,2-3,9)	-2,6 \pm 3,9 (-10,4-1,2) -3,1 (-4,2-0,9)	0,95*
kość miedniczna (C)	-18,6 \pm 4,1 (-26,3-(-13,4)) -18,9 (-20,3-(-15,6))	-17,2 \pm 3,5 (-22,6-(-12,4)) -17,4 (-20,4-(-13,1))	-13,8 \pm 2,5 (-17,3-(-9,3)) -13,5 (-16,2-(-12,6))	0,00†
kość miedniczna (P)	-12,1 \pm 6,0 (-21,2-(-3,0)) -12,6 (-17,5-(-7,7))	-11,5 \pm 4,2 (-16,2-(-6,0)) -13,9 (-15,2-(-6,5))	-10,5 \pm 3,0 (-16,0-(-6,8)) -10,6 (-12,1-(-7,4))	0,65*
staw biodrowy (S)	26,4 \pm 8,8 (16,5-38,9) 24,7 (16,5-35,3)	31,2 \pm 9,5 (21,7-50,4) 26,6 (24,9-36,6)	28,6 \pm 4,2 (21,9-33,8) 28,5 (24,6-33,0)	0,41*
staw biodrowy (C)	-16,8 \pm 5,9 (-29,4-(-10,7)) -15,2 (-18,3-(-12,5))	-16,5 \pm 4,8 (-22,3-(-9,7)) -17,6 (-21,3-(-10,4))	-10,6 \pm 3,8 (-14,2-(-3,1)) -12,1 (-13,8-(-7,4))	0,00*
staw biodrowy (P)	-12,6 \pm 7,1 (-21,5-0,7) -14,9 (-17,3-(-7,1))	-12,5 \pm 8,4 (-23,4-1,4) -14,7 (-18,6-(-4,0))	-8,7 \pm 10,9 (-18,0-11,9) -14,9 (-17,4-(-1,3))	0,83*
staw kolanowy (S)	37,3 \pm 11,0 (19,1-53,2) 37,5 (28,8-45,2)	43,0 \pm 8,5 (31,4-58,7) 44,7 (37,0-46,0)	40,2 \pm 7,1 (29,9-52,4) 38,5 (34,6-44,5)	0,25†
staw kolanowy (C)	-3,4 \pm 4,2 (-12,2-0,9) -2,4 (-5,0-0,6)	-4,9 \pm 1,3 (-7,4-(-3,6)) -4,4 (-5,7-(-3,6))	-4,8 \pm 2,6 (-7,3-(-1,1)) -6,2 (-7,3-(-2,2))	0,10*
staw kolanowy (P)	0,1 \pm 5,7 (-8,6-10,6) -1,3 (-1,9-4,2)	4,5 \pm 3,5 (-0,3-11,3) 4,1 (2,6-6,1)	-3,8 \pm 4,2 (-9,3-3,8) -4,7 (-6,3-(-0,2))	0,00*
staw skokowy (S)	9,3 \pm 4,7 (2,1-14,0) 10,7 (2,5-12,8)	11,4 \pm 2,4 (7,0-13,6) 12,2 (9,9-13,6)	6,6 \pm 8,3 (-4,6-17,3) 5,3 (-3,4-15,1)	0,43*
staw skokowy (C)	-6,4 \pm 2,5 (-9,1-(-2,4)) -7,7 (-8,5-(-3,7))	-5,5 \pm 3,9 (-12,4-0,6) -5,6 (-7,2-(-2,8))	-0,8 \pm 4,1 (-5,2-6,3) -1,7 (-5,2-1,9)	0,00*

* test Kruskala Wallisa; † - jednoczynnikowa analiza wariancji; kolor czerwony – wynik istotny statystycznie

Szczytowe zakresy przemieszczeń miednicy i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jedno nogę po zeskoku pionowym wykazały wiele podobieństw w odniesieniu do przeciętnych zakresów przemieszczeń. Największym zakresem szczytowego przemieszczenia w kończynie operowanej, w stosunku do kończyny nieoperowanej i zdrowej, charakteryzowały się głównie bliższe segmenty łańcucha biokinematycznego w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej. Kości miedniczne przemieszczały się w największym zakresie w płaszczyźnie czołowej: $-18,6^\circ$ (pochylenie do boku) i poprzecznej: $-12,1^\circ$ (rotacja zewnętrzna); staw biodrowy w płaszczyźnie czołowej: $-16,8^\circ$ (odwiedzenie) oraz poprzecznej: $-12,6^\circ$ (rotacja zewnętrzna). Największy szczytowy zakres przemieszczenia zaobserwowano również w płaszczyźnie czołowej stawu skokowego: $-6,4^\circ$ (supinacja).

Kończyna nieoperowana charakteryzowała się niemal odwrotnym wzorcem szczytowych zakresów w środkowym segmencie kończyny dolnej w porównaniu do kończyny operowanej. Największe bowiem wartości zakresów zarejestrowano we wszystkich trzech płaszczyznach stawu kolanowego (strzałkowej: $43,0^\circ$ (zgięcie), czołowej: $-4,9^\circ$ (koślawość), poprzecznej: $4,5^\circ$ (rotacja wewnętrzna)). Poza powyższą obserwacją, największe przemieszczenie zaobserwowano również w płaszczyźnie strzałkowej w sąsiednich segmentach stawu kolanowego – stawie biodrowym: $31,2^\circ$ (zgięcie) oraz stawie skokowym: $11,4^\circ$ (zgięcie grzbietowe).

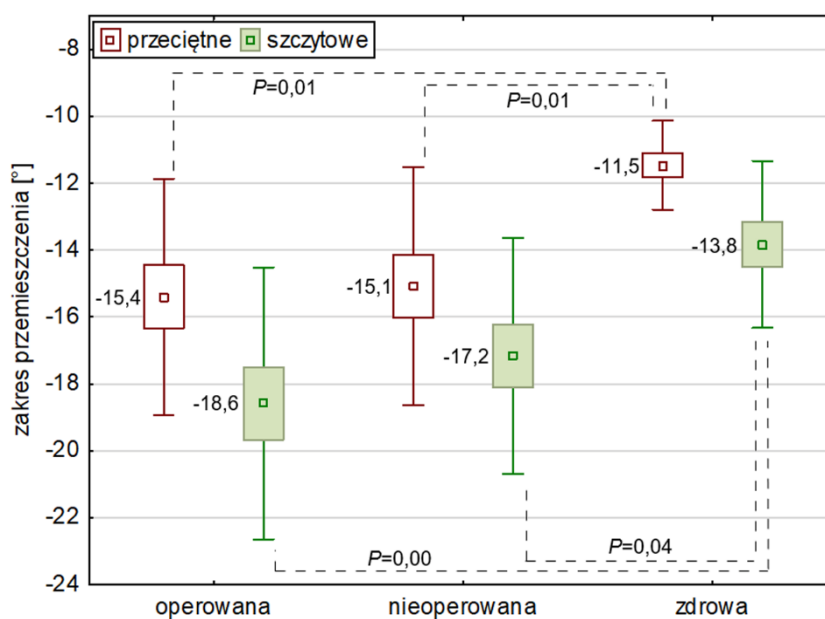
Zakresy przemieszczeń kończyny zdrowej cechowały się największym szczytowym zakresem przemieszczenia tylko w jednym parametrze, było to przemieszczenie kości miednicznych w płaszczyźnie strzałkowej: $-2,6^\circ$ (tyłopochylenie). Pozostałe parametry wykazywały mniejsze szczytowe zakresy przemieszczenia, niż te które zaobserwowano w pozostałych typach kończyn.

Wszystkie typy kończyn charakteryzowały się niemal jednakowym kierunkiem przemieszczenia. Kości miedniczne zawsze przemieszczały się w kierunku do tyłopochylenia, pochylenia do boku i rotacji zewnętrznej. Staw biodrowy przemieszczał się zawsze do zgięcia, odwiedzenia i rotacji zewnętrznej, staw kolanowy do zgięcia i koślawości, a staw skokowy do zgięcia grzbietowego i supinacji. Wyjątkiem był kierunek przemieszczenia stawu kolanowego w płaszczyźnie poprzecznej. W kończynie operowanej

i nieoperowanej przemieszczenie odbywało się w kierunku do rotacji wewnętrznej, w kończynie zdrowej do rotacji zewnętrznej.

4.2.3. Porównania post-hoc

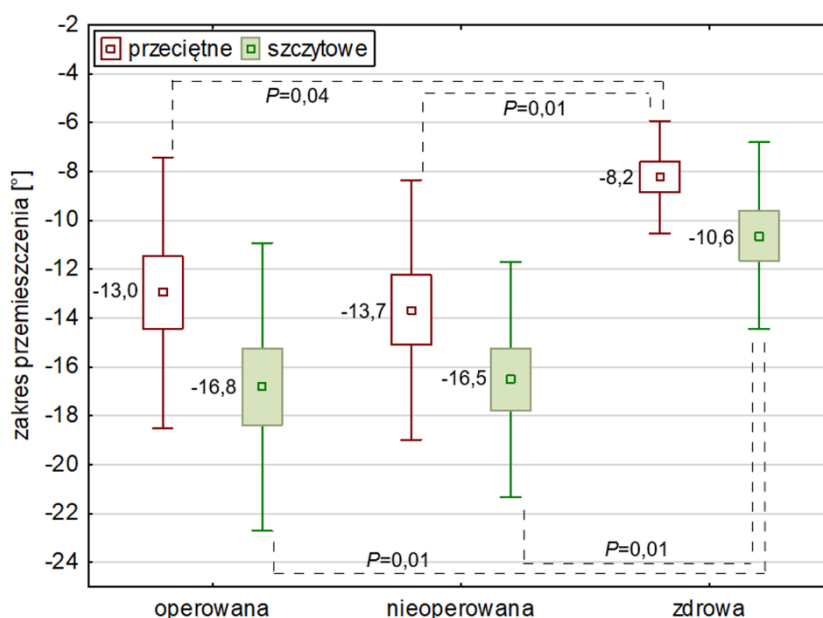
Analiza statystyczna wykazała występowanie zróżnicowania przeciętnych zakresów przemieszczeń kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej pomiędzy poszczególnymi typami kończyn ($P=0,00$; Tabela 12). Różnice te dotyczyły kończyny operowanej i zdrowej ($P=0,01$) oraz nieoperowanej i zdrowej ($P=0,01$; Rycina 22). Szczytowe zakresy tychże przemieszczeń również charakteryzowały się istotnym zróżnicowaniem ($P=0,00$; Tabela 13). Test post-hoc uwidocznił istotne różnice pomiędzy kończyną operowaną i zdrową ($P=0,00$) oraz nieoperowaną i zdrową ($P=0,04$; Rycina 22).



Rycina 22. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jednoonóż po zeskoku pionowym. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

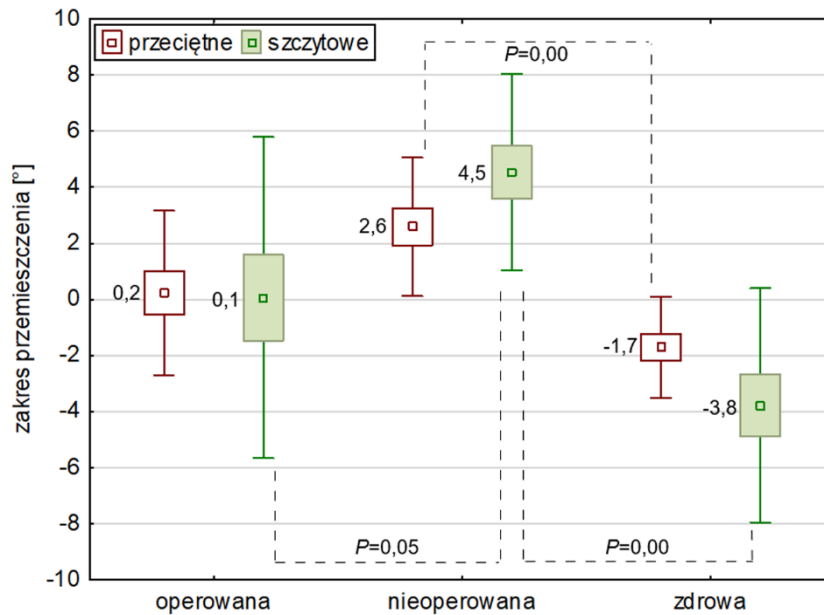
W stawie biodrowym istotny wynik testu statystycznego odnotowano dla przeciętnych zakresów przemieszczeń w płaszczyźnie czołowej ($P=0,01$; Tabela 12). Analiza post-hoc wykazała występowanie istotnych różnic pomiędzy kończyną operowaną i zdrową ($P=0,04$) oraz nieoperowaną i zdrową ($P=0,01$; Rycina 23). Podobne obserwacje dotyczyły szczytowych zakresów przemieszczeń stawu biodrowego w płaszczyźnie

czołowej. Zaobserwowano tutaj występowanie istotnego zróżnicowania międzygrupowego ($P=0,00$; Tabela 13), które dotyczyło kończyny operowanej i zdrowej ($P=0,01$) oraz nieoperowanej i zdrowej ($P=0,01$; Rycina 23).



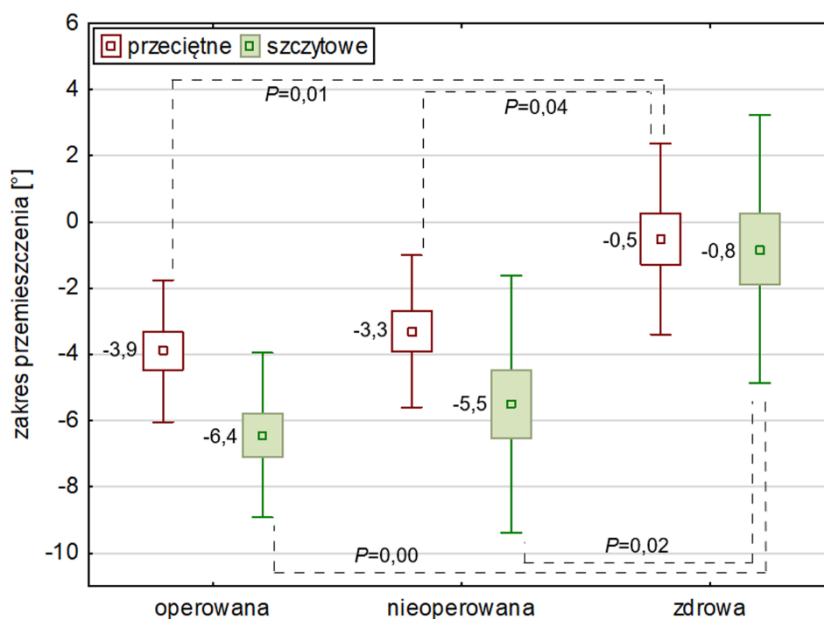
Rycina 23. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu biodrowego w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jednonoż po zeskoku pionowym. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

W stawie kolanowym istotne zróżnicowanie międzygrupowe dotyczyło przeciętnych zakresów przemieszczeń w płaszczyźnie poprzecznej ($P=0,00$; Tabela 12). Test post-hoc wykazał różnice pomiędzy kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 24). Istotne różnice zaobserwowano również podczas analizy wartości szczytowych przemieszczeń stawu kolanowego w płaszczyźnie poprzecznej ($P=0,00$; Tabela 13). Analiza post-hoc wskazała na występowanie różnic pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną ($P=0,05$) oraz kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,00$; Rycina 24).



Rycina 24. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu kolanowego w płaszczyźnie poprzecznej podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

Ostatnim parametrem wykazującym istotne zróżnicowanie pomiędzy kończynami były przeciętne zakresy przemieszczeń stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej ($P=0,00$; Tabela 12). Analiza post-hoc wykazała istotne różnice pomiędzy kończyną operowaną i zdrową ($P=0,01$) oraz kończyną nieoperowaną i zdrową ($P=0,04$; Rycina 25). Istotne różnice zaobserwowano również w parametrach szczytowych przemieszczeń stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej ($P=0,00$; Tabela 13). Test post-hoc wykazał zróżnicowanie kończyny operowanej i zdrowej ($P=0,00$) oraz nieoperowanej i zdrowej ($P=0,02$; Rycina 25).




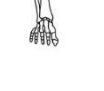


Rycina 25. Wartości średnie, błędy standardowe (pudełko) i odchylenia standardowe (wąsy) przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym. Zaprezentowano również istotne wartości testu post-hoc.

4.2.4. Wzorce kinematyczne

Na podstawie przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń kości miednicznych i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym przedstawiono schematyczne, empiryczne wzorce lądowania zbiorczo obrazujące zachowanie kinematyczne całej kończyny dolnej w poszczególnych płaszczyznach ruchu (Tabela 14). W tym celu uzyskanym zakresom przyporządkowano odpowiednie „stopnie” przyznając im odpowiednią liczbę symboli „+” zgodnie z następującym schematem: + – najmniejszy stopień przemieszczenia spośród wszystkich trzech typów kończyn; ++ – pośredni stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn; +++ – największy stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn.

Tabela 14. Empiryczny wzorec kinematyczny dla poszczególnych typów kończyn dolnych podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym. Zarejestrowanym zakresom przyporządkowano odpowiednie „stopnie” przyznając im odpowiednią liczbę symboli „+” zgodnie z następującym schematem: + – najmniejszy stopień przemieszczenia spośród wszystkich trzech typów kończyn; ++ – pośredni stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn; +++ – największy stopień przemieszczenia spośród wszystkich typów kończyn. Wiersz „suma” reprezentuje sumę symboli „+” dla danej płaszczyzny ruchu w poszczególnym typie kończyny. Strzałka wskazuje właściwy kierunek analizy tabeli. O – kończyna operowana; N – kończyna nieoperowana; Z – kończyna zdrowa; S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.


	Przeciętne zakresy									Kończyna Płaszczyzna	Szczytowe zakresy								
	O			N			Z				O			N			Z		
	S	C	P	S	C	P	S	C	P		S	C	P	S	C	P	S	C	P
k. miedniczna	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+
		+	+		+	+		+	+			+	+		+	+		+	+
st. biodrowy	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+
		+	+		+	+		+	+			+	+		+	+		+	+
st. kolanowy	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+
		+	+		+	+		+	+			+	+		+	+		+	+
st. skokowy	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+		
		+		+		+		+			+		+		+				
Suma	5	9	6	8	9	6	10	6	6		5	10	7	11	9	7	8	5	4

Na podstawie analizy sumy stopni przemieszczeń dla poszczególnych typów kończyn (Tabela 14 wiersz „suma”) można zaobserwować, że kończyna operowana spośród wszystkich typów kończyn w najmniejszym stopniu poruszała się w płaszczyźnie strzałkowej (suma stopni 5 dla zakresów przeciętnych i szczytowych), zaś w największym stopniu w płaszczyźnie czołowej (suma stopni 9 dla zakresów przeciętnych i 10 dla zakresów szczytowych) i poprzecznej (suma stopni 7 dla zakresów szczytowych). Kończyna nieoperowana wykazywała natomiast największą sumę stopni przemieszczeń w płaszczyźnie czołowej (suma stopni 9 dla zakresów przeciętnych), strzałkowej (suma stopni 11 dla zakresów szczytowych) oraz poprzecznej (suma stopni 7 dla zakresów szczytowych). Kończyna zdrowa przemieszczała się w największym stopniu w płaszczyźnie strzałkowej (suma stopni 10 dla zakresów przeciętnych), a w najmniejszym stopniu w płaszczyźnie czołowej (suma stopni 6 dla zakresów przeciętnych i 5 dla wartości szczytowych) oraz poprzecznej (suma stopni 4 dla zakresów szczytowych).

W dalszej kolejności przeprowadzono zabieg polegający na nałożeniu na zarejestrowany wzorec empiryczny elementów teoretycznych (opartych na danych z

literatury, patrz Rozdział 1.4.3 i 2.1.3) wzorców predysponującego do uszkodzenia WKP i zabezpieczającego przed uszkodzeniem WKP (Tabela 15).

Tabela 15. Wzorce **predysponujący do uszkodzenia WKP** (kolor różowy) oraz **zabezpieczający przed uszkodzeniem WKP** (kolor niebieski) nałożone na **empiryczny wzorzec** kinematyczny dla poszczególnych typów kończyn dolnych podczas lądowania jednoźródła po zeskoku pionowym. Wiersz „suma” reprezentuje sumę występowania czynników predysponujących (tj. sumę pól różowych) oraz zabezpieczających (tj. sumę pól niebieskich) w danej kolumnie. W tym przypadku nie sumowano stopni przemieszczeń. Strzałka wskazuje właściwy kierunek analizy tabeli. O – kończyna operowana; N – kończyna nieoperowana; Z – kończyna zdrowa; S – płaszczyzna strzałkowa; C – płaszczyzna czołowa; P – płaszczyzna poprzeczna.

	Przeciętne zakresy									Kończyna Płaszczyzna	Szczytowe zakresy									
	O			N			Z				S	O			N			Z		
	S	C	P	S	C	P	S	C	P			S	C	P	S	C	P	S	C	P
k. miedniczna	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+	
st. biodrowy	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+	
st. kolanowy	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+	
st. skokowy	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+	
Suma	1	3	2	2	3	5	3	5	3		1	5	3	2	4	1				

kolor różowy – element wzorca predysponującego do uszkodzenia WKP
kolor niebieski – element wzorca zabezpieczającego przed uszkodzeniem WKP

Powyższe obserwacje sugerują, że kończyna operowana charakteryzowała się występowaniem najmniejszej liczby czynników predysponujących do uszkodzenia WKP (po 1 dla wartości przeciętnych i szczytowych) oraz największej liczby czynników zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP (5 dla wartości szczytowych) spośród wszystkich typów kończyn.

W kończynie zdrowej występowało z kolei najwięcej czynników predysponujących do uszkodzenia WKP (5 dla zakresów przeciętnych i 4 dla zakresów szczytowych) oraz najmniej czynników zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP (1 dla wartości szczytowych) w odniesieniu do pozostałych typów kończyn.

5. Dyskusja

Celem niniejszych badań była ocena parametrów kinematycznych miednicy oraz stawów kończyny dolnej w trakcie fazy lądowania jedno nogi po przeskoku przez płotek oraz po zeskoku pionowym. Podjęto próbę stwierdzenia, czy w przypadku wyróżnionych w badaniu typów kończyn dolnych (operowanej, nieoperowanej i zdrowej) pojawiają się podczas lądowania odmienne wzorce ruchu kości miednicznych i stawów kończyny dolnej ujawniające się w wartościach przeciętnych i szczytowych zakresów ich przemieszczeń. W oparciu o dane z literatury oraz własne doświadczenia autora przyjęto hipotezę, że zróżnicowanie międzygrupowe będzie występować. Ponadto, porównywano empirycznie stwierdzone wzorce z opisywanym w piśmiennictwie wzorcem predysponującym do uszkodzenia WKP, oczekując dostrzeżenia go w obrębie kończyny nieoperowanej (zgodnie z danymi z literatury), jednak oczekiwanie to nie zostało spełnione.

5.1. Wiarygodność pomiarów

Przed przystąpieniem do merytorycznej części dyskusji warto na początku zaprezentować ustęp bardziej techniczny, dotyczący wiarygodności przeprowadzonych pomiarów, z której bezpośrednio wynika wysoki poziom zaufania do przedstawionych wyników.

W celu zapewnienia odpowiedniej jakości badań ocenę wiarygodności pomiarów wykonano dwukrotnie: w badaniach pilotażowych oraz właściwych, wykorzystując w tym celu nieco odmienne podejścia statystyczne. Z satysfakcją można stwierdzić, iż wiarygodność dla niemal wszystkich parametrów w badaniu pilotażowym mieściła się w przedziale od dobrej do doskonałej ($ICC_{3,5}=0,81-1,00$). Wyjątek stanowił zakres przemieszczenia kości miednicznych w płaszczyźnie czołowej podczas lądowania jedno nogi po przeskoku przez płotek, który cechował się umiarkowanym poziomem wiarygodności ($ICC_{3,5}=0,59$). W badaniu właściwym parametr ten osiągnął już jednak dobry poziom wiarygodności ($ICC_{3,1}=0,82$). W konkluzji można więc być pewnym, iż przedstawione wyniki uzyskane w wysoce wiarygodnych pomiarach darzyć można zaufaniem, a wnioski sformułowane na ich podstawie traktować jako prawdziwe (na tyle, na ile pozwalają metody statystyczne).

5.2. Empiryczne wzorce ruchu kończyn dolnych

Na wstępie merytorycznej części niniejszej dyskusji należy zaznaczyć, iż w oparciu o przedstawione wyniki udało się uzyskać odpowiedzi na wszystkie z postawionych pytań badawczych. Zweryfikowano również każdą z postawionych hipotez badawczych, a wynik tej weryfikacji określić można jako częściowo afirmatywny.

Pewnego wyjaśnienia domaga się również kwestia wyróżnienia w projekcie trzech porównywanych ze sobą typów kończyn dolnych. Na pierwszy rzut oka może wydawać się to zastanawiające, gdyż główną niezależną zmienną stanowił w badaniach zabieg operacyjnej rekonstrukcji WKP: jego obecność (w grupie badawczej (wartość zmiennej – 1)), lub brak obecności (w grupie kontrolnej (wartość zmiennej – 0)). W analizach wyników wykorzystywano tę właśnie zmienną, jednak w jej operacyjnym formacie, uwzględniającym trzy typy kończyn: operowaną, nieoperowaną oraz zdrową. Było to działanie zamierzone, jak najbardziej pożądane, wynikające bezpośrednio z konsekwencji zabiegu odtworzenia WKP oraz, w jednym aspekcie, ułatwiający analizę i interpretację wyników. Otóż, samo przeprowadzenie operacji wywołuje „pojawienie się” dwóch typów kończyny dolnej u jednej osoby. Jednym jest oczywiście kończyna operowana, natomiast kończynę przeciwną instynktownie chciałoby się traktować jako zdrową, jednak *de facto* jest to absolutnie niewłaściwa intencja. Należy pamiętać, iż na kończynę nieoperowaną przez długi czas oddziałują nadmierne obciążenia, gdyż uszkodzony w okresie od uszkodzenia do operacji oraz po wykonaniu zabiegu stara się chronić kończynę objętą urazem. Już sama mechaniczna strona tej kompensacji stwarza pewne ryzyko dla kończyny nieoperowanej. Do tego dołączają kwestie związane z bólem, modyfikacjami kontroli nerwowo-mięśniowej oraz lęk przed powtórny urazem, które z innej strony negatywnie wpływają na tę kończynę. Literatura tematu obfity w dowody wspierające taki punkt widzenia. Ardern i wsp. [4] w przeglądzie systematycznym literatury wykazali, że pacjenci jako najczęstszą przyczynę opóźnionego powrotu do aktywności sportowej wskazują lęk przed kolejnym urazem (19% badanych). Nyland i wsp. [84] w okresie 2-11 lat po rekonstrukcji WKP zaobserwowali występowanie zmniejszonej siły reakcji podłoża podczas lądowania na kończynę operowaną, czemu towarzyszyła zmniejszona aktywność głowy przyśrodkowej mięśnia czworogłowego uda, zwiększona aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego oraz mięśnia brzuchatego łydki w badaniu elektromiograficznym. Autorzy ci sugerowali,

że może to wynikać z aktywacji mechanizmu ochronnego operowanej kończyny w celu zmniejszenia obciążenia stawu kolanowego. Różnice w badaniu elektromiograficznym pomiędzy kończyną operowaną a nieoperowaną zaobserwowano również w mniej wymagających zadaniach ruchowych, np. Busch i wsp. [16] dostrzegli zwiększenie aktywności mięśnia płuścięgnistego i głowy bocznej mięśnia czworogłowego uda oraz zmniejszenie aktywności głowy przysrodkowej mięśnia czworogłowego uda podczas schodzenia ze schodów u pacjentów w okresie 1 roku po rekonstrukcji WKP.

W tym świetle do czynionych porównań musi dołączyć kończyna, którą w istocie traktować można jako zdrową, a więc „pochodzącą” od osoby nie doznającej w przeszłości urazu kręgosłupa, miednicy, kończyn dolnych. By zaspokoić tę potrzebę do badań zrekrutowano grupę kontrolną spełniającą takie wymagania, jednak powstał tutaj kolejny problem, mianowicie, którą z kończyn dolnych tych osób uwzględnić w badaniach. Próby eksperymentalne (tj. przeskok i zeskok) wykonano oczywiście z lądowaniem na obydwie kończyny, jednak w dalszych analizach zdecydowano się uśrednić ich wyniki. Wcześniej dokonano porównania wartości parametrów kinematycznych pomiędzy nimi, a nie uzyskując istotnych statystycznie wyników uznano, iż jest to działanie usprawiedliwione. Przyniosło ono jednocześnie inną nieocenioną korzyść, tj. znakomicie uprościło analizę statystyczną i interpretację wyników, pojawiła się bowiem jedna, zdrowa kończyna dolna, a nie dwie, obydwie nieoperowane, ale jedna z nich dominująca, a druga niedominująca. Wyraźnie widać zatem, iż wyróżnienie trzech operacyjnych kategorii zmiennej niezależnej, tj. typów kończyn dolnych: operowanej, nieoperowanej i zdrowej, miało logiczne podstawy i dało wymierne, korzystne efekty.

W trakcie badań zarejestrowano pewne kompleksowe tendencje przejawiające się w zachowaniu kinematycznym różnych typów kończyn dolnych, które można nazwać charakterystycznymi dla nich wzorcami ruchu. Przymiotnik „empiryczne” stosowany jest celem odróżnienia ich od innych, zdefiniowanych w literaturze wzorców ruchu, tj. np. wzorca predysponującego do uszkodzenia WKP, o których również będzie mowa w niniejszej dyskusji. Przybierają one nieco odmienną postać podczas lądowania po przeskoku przez płotek oraz po zeskoku pionowym, a ich obecność szczególnie czytelnie zaznacza się w Tabelach 8 i 14. Należy zaznaczyć, iż dyskutując na ich temat autor nie będzie stronił od pewnego stopnia uogólnień.

5.2.1. Lądowanie po przeskoku przez płotek

Docierając w końcu do anonsowanych wzorców ruchu należy zaznaczyć, iż empiryczny wzorzec kinematyki operowanej kończyny dolnej, przejawiający się tak w przeciętnych, jak i szczytowych zakresach przemieszczeń jej segmentów, charakteryzuje się największą ruchomością w dystalnym segmencie łańcucha biokinematycznego (stawie skokowym), a najmniejszym w jego środkowym segmencie (stawie kolanowym). Ponadto, kończynę tę cechują najmniejsze przemieszczenia w płaszczyźnie strzałkowej.

Kończyna nieoperowana charakteryzuje się występowaniem odwrotnego empirycznego wzorca lądowania – bliższe segmenty łańcucha biokinematycznego (kości miedniczne i staw biodrowy) cechują się największym przemieszczeniem. Cała kończyna przemieszcza się w największym stopniu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, najmniej natomiast w płaszczyźnie poprzecznej.

Nieco odmienny empiryczny wzorzec kinematyczny pojawia się w obrębie kończyny zdrowej. Zaobserwowano tutaj największe przemieszczenie środkowego segmentu kończyny (stawu kolanowego), a bliższy (kość miedniczna) i dalszy (staw skokowy) segment przemieszczają się w mniejszym stopniu. Staw biodrowy również cechuje się niewielkim zakresem ruchu. Cała kończyna dolna jest najmniej ruchoma w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, natomiast najbardziej – w płaszczyźnie poprzecznej.

Choć zaznaczone wzorce empiryczne zostały oparte o pewne tendencje zauważone w wynikach, to nie brakuje statystycznych dowodów wspierających ich istnienie i usprawiedliwiających próby generalizowania tych obserwacji na szersze populacje.

Kończyna operowana vs nieoperowana

Istotne zróżnicowanie pomiędzy kończyną **operowaną a nieoperowaną** podczas lądowania po przeskoku przez płotek dotyczy 6 z 11 przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń. Istotne różnice występują we wszystkich segmentach, jednak wyłącznie w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Kości miedniczne kończyny operowanej przemieszczają się w mniejszym zakresie w kierunku przodopochylenia w stosunku do kończyny nieoperowanej (wartości przeciętne: $P=0,03$; wartości szczytowe: $P=0,00$). Różnica zarejestrowana pomiędzy wartościami szczytowymi ($3,80^\circ$) przekracza najmniejszą wykrywalną różnicę (SDD) wynoszącą $3,40^\circ$.

Kończyna operowana charakteryzuje się również mniejszym szczytowym zakresem pochylenia dobowego kości miednicznych w stosunku do kończyny nieoperowanej ($P=0,03$; różnica pomiędzy kończynami $3,80^\circ > \text{SDD } 1,96^\circ$).

Staw biodrowy kończyny operowanej przemieszcza się w mniejszym zakresie w kierunku zgięcia niż staw kończyny nieoperowanej (wartości przeciętne: $P=0,05$ (różnica pomiędzy kończynami $5,20^\circ > \text{SDD } 3,45^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $6,70^\circ > \text{SDD } 4,49^\circ$)). Szczytowy zakres przemieszczenia stawu biodrowego charakteryzuje się mniejszym odwiedzeniem w kończynie operowanej ($P=0,05$; różnica pomiędzy kończynami $5,30^\circ > \text{SDD } 2,61^\circ$).

W stawie kolanowym istotnie mniejszy przeciętny zakres przemieszczenia w kierunku koślawości również dotyczy kończyny operowanej ($P=0,04$; różnica pomiędzy kończynami $1,10^\circ > \text{SDD } 0,00^\circ$).

W stawie skokowym kończyna operowana przemieszcza się w większym szczytowym zakresie w kierunku supinacji niż kończyna nieoperowana ($P=0,03$; różnica pomiędzy kończynami $2,80^\circ > \text{SDD } 2,38^\circ$).

Kończyna operowana vs zdrowa

Przeciętne i szczytowe zakresy przemieszczeń kończyny **operowanej i zdrowej** charakteryzują się istotnym zróżnicowaniem 3 z 11 ocenianych parametrów. Różnice dotyczą głównie stawu skokowego i płaszczyzny czołowej.

Staw skokowy kończyny operowanej wykazuje istotnie większy szczytowy zakres zgięcia podszwowego niż obserwowany w kończynie zdrowej ($P=0,03$; różnica pomiędzy kończynami $5,70^\circ > \text{SDD } 2,59^\circ$). Kończyna operowana charakteryzuje się również większym zakresem supinacji stawu skokowego w stosunku do kończyny zdrowej (wartości przeciętne: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $3,10^\circ > \text{SDD } 2,71^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $4,40^\circ > \text{SDD } 2,38^\circ$)).

W obrębie stawu kolanowego kończyna operowana przemieszcza się w istotnie mniejszym przeciętnym zakresie w kierunku koślawości w stosunku do kończyny zdrowej ($P=0,03$; różnica pomiędzy kończynami $1,10^\circ > \text{SDD } 0,00^\circ$).

Kończyna nieoperowana vs zdrowa

Kończyna **nieoperowana i zdrowa** charakteryzują się występowaniem zróżnicowania 5 z 11 parametrów. Dotyczą one wszystkich segmentów, głównie w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Kończyna nieoperowana charakteryzuje się większym zakresem przodopochylenia kości miednicznych w stosunku do kończyny zdrowej (wartości szczytowe: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $4,00^\circ > \text{SDD } 3,40^\circ$)). Kończyna nieoperowana wykazuje również istotnie większy zakres pochylenia dobowego kości miednicznych niż kończyna zdrowa (wartości przeciętne: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $4,40^\circ > \text{SDD } 4,06^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $5,10^\circ > \text{SDD } 1,96^\circ$)).

Istotnie większy zakres przemieszczenia kończyny nieoperowanej w stosunku do kończyny zdrowej obserwuje się również w stawie biodrowym w kierunku odwiedzenia (wartości przeciętne: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $7,00^\circ > \text{SDD } 3,37^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $8,90^\circ > \text{SDD } 2,61^\circ$)).

Kończyna nieoperowana przemieszcza się w stawie kolanowym w przeciwnym kierunku (do rotacji wewnętrznej) niż kończyna zdrowa (do rotacji zewnętrznej), co powoduje wystąpienie istotnych różnic pomiędzy nimi (wartości przeciętne: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $4,30^\circ > \text{SDD } 2,33^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $6,40^\circ > \text{SDD } 4,58^\circ$)).

Staw skokowy kończyny nieoperowanej przemieszcza się w większym szczytowym zakresie do zgięcia podszwowego w porównaniu do kończyny zdrowej ($P=0,02$; różnica pomiędzy kończynami $4,70^\circ > \text{SDD } 2,59^\circ$).

Wszystkie powyższe obserwacje stanowią mocne statystyczne dowody na to, iż empirycznie zarejestrowana kinematyka kończyny dolnej podczas lądowania po przeskoku przez płótek tworzy zupełnie odmienne, kompleksowe wzorce. Szczególnie wyraźnie ich zróżnicowanie manifestuje się pomiędzy kończyną nieoperowaną i operowaną oraz nieoperowaną i zdrową. Różnice obecne są we wszystkich segmentach, dotyczą głównie płaszczyzny czołowej oraz szczególnie, szczytowych zakresów przemieszczeń.

5.2.2. Lądowanie po zeskoku pionowym

Wzorzec empiryczny kończyny operowanej obserwowany podczas lądowania po zeskoku pionowym charakteryzuje się występowaniem największych zakresów przemieszczeń w bliższych (głównie kości miedniczne) i dalszych (staw skokowy) segmentach łańcucha biokinematycznego, szczególnie w płaszczyźnie czołowej.

We wzorcu empirycznym kończyny nieoperowanej największe przemieszczenia występują głównie w obrębie stawu biodrowego. Obserwuje się również brak jednolitego wzorca przemieszczeń przeciętnych i szczytowych w odniesieniu do płaszczyzn ruchu.

Kończyna zdrowa cechuje się z kolei wzorcem z najmniejszym przemieszczeniem w płaszczyźnie czołowej, głównie bliższych segmentów łańcucha biokinematycznego (kości miednicznych i stawu biodrowego).

Ponownie, zaobserwowane trendy mogą zostać wsparte dowodami statystycznymi umożliwiającymi generalizację wyników.

Kończyna operowana vs nieoperowana

Istotne zróżnicowanie przemieszczeń pomiędzy kończyną **operowaną a nieoperowaną** podczas lądowania po zeskoku pionowym dotyczy wyłącznie jednego parametru. Kończyna operowana przemieszcza się w istotnie mniejszym szczytowym zakresie rotacji wewnętrznej w stawie kolanowym niż kończyna nieoperowana ($P=0,05$, różnica pomiędzy kończynami $4,40^\circ < SDD 7,28^\circ$).

Kończyna operowana vs zdrowa

Zakresy przeciętnych i szczytowych przemieszczeń pomiędzy kończyną **operowaną i zdrową** charakteryzują się z kolei występowaniem zróżnicowania 4 z 11 parametrów. Istotne różnice dotyczą wszystkich segmentów, obserwowane są głównie w płaszczyźnie czołowej.

Kości miedniczne kończyny operowanej przemieszczają się w większym zakresie pochylenia dobowego w stosunku do kończyny zdrowej (wartości przeciętne: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $3,90^\circ > SDD 2,75^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $4,80^\circ > SDD 1,72^\circ$)).

Istotnie większe przemieszczenie kończyny operowanej w stosunku do kończyny zdrowej występuje również w kierunku odwiedzenia stawu biodrowego

(wartości przeciętne: $P=0,04$ (różnica pomiędzy kończynami $4,80^\circ > \text{SDD } 2,79^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $6,20^\circ > \text{SDD } 2,27^\circ$)).

Staw kolany kończyny operowanej przemieszcza się w przeciwnym kierunku (do rotacji wewnętrznej) w stosunku do kończyny zdrowej (do rotacji zewnętrznej) (wartości szczytowe: $P=0,00$; różnica pomiędzy kończynami $3,90^\circ < \text{SDD } 7,28^\circ$).

Kończyna operowana charakteryzuje się ponadto większym przemieszczeniem w kierunku do supinacji stawu skokowego w stosunku do kończyny zdrowej (wartości przeciętne: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $3,40^\circ > \text{SDD } 2,75^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,00$ (różnica pomiędzy kończynami $5,60^\circ > \text{SDD } 2,86^\circ$)).

Kończyna nieoperowana vs zdrowa

Porównanie kończyny **nieoperowanej i zdrowej** wskazuje na występowanie zróżnicowania 4 z 11 parametrów kinematycznych. Istotne różnice dotyczą wszystkich segmentów, pojawiają się głównie w płaszczyźnie czołowej.

Kości miedniczne kończyny nieoperowanej przemieszczają się w większym zakresie do pochylenia dobowego niż w kończynie zdrowej (wartości przeciętne: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $3,60^\circ > \text{SDD } 2,75^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,04$ (różnica pomiędzy kończynami $3,40^\circ > \text{SDD } 1,72^\circ$)).

Kończyna nieoperowana charakteryzuje się również większym, niż kończyna zdrowa zakresem przemieszczenia w kierunku odwiedzenia stawu biodrowego (wartości przeciętne: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $5,50^\circ > \text{SDD } 2,79^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,01$ (różnica pomiędzy kończynami $5,90^\circ > \text{SDD } 2,27^\circ$)).

Staw kolany kończyny nieoperowanej przemieszcza się w kierunku do rotacji wewnętrznej, z kolei w kończynie zdrowej widoczne jest przemieszczenie do rotacji zewnętrznej (wartości przeciętne: $P=0,00$; różnica pomiędzy kończynami $4,30^\circ > \text{SDD } 2,54^\circ$).

W stawie skokowym kończyny nieoperowanej obserwuje się większe przemieszczenie w kierunku do supinacji w stosunku do kończyny zdrowej (wartości przeciętne: $P=0,04$ (różnica pomiędzy kończynami $2,80^\circ > \text{SDD } 2,75^\circ$); wartości szczytowe: $P=0,02$ (różnica pomiędzy kończynami $4,70^\circ > \text{SDD } 2,86^\circ$)).

Również i te dowody statystyczne świadczą o istnieniu wyraźnych różnic pomiędzy empirycznymi wzorcami kinematyki poszczególnych typów kończyn dolnych.

Obserwacja empirycznych wzorców kinematycznych kończyn dolnych podczas lądowania po przeskoku przez płotek jednoznacznie wskazuje na występowanie bliźniaczych wzorców przeciętnych i szczytowych przemieszczeń poszczególnych ich segmentów. Podczas lądowania po zeskoku pionowym podobieństwa nie są już tak klarowne. Powyższe rozbieżności wynikać mogą ze specyfiki poszczególnych zadań badawczych. Autor celowo zastosował dwie, z założenia kontrastowe próby ruchowe. Pierwsza z nich – lądowanie jednonóż po przeskoku przez płotek miało wykazywać podobieństwo z pozycją prowokującą uraz WKP, z kolei lądowanie jednonóż po zeskoku pionowym – z bezpieczną pozycją lądowania [14, 15] (wspomniane pozycje przedstawiono w Rozdziale 1.4.3). Zaobserwowana zatem analogia empirycznych wzorców przeciętnych i szczytowych zakresów przemieszczeń występujących podczas lądowania po przeskoku przez płotek (oraz ich rozbieżność z wzorcami podczas lądowania po zeskoku pionowym), może wynikać z występowania większych sił destabilizujących oddziaływujących na kończynę dolną podczas takiego lądowania, na skutek których segmenty przez dłuższy okres czasu znajdują się w położeniu nieodległym od szczytowych zakresów (z tego względu zakresy szczytowe są bliższe przeciętnym). Z kolei podczas lądowania jednonóż po zeskoku pionowym występowanie mniejszych sił powodować może szybszą „ucieczkę” segmentów od ich położenia szczytowego. Powyższe przypuszczenia znajdują odzwierciedlenie w wynikach niniejszych badań, bowiem podczas lądowania po przeskoku przez płotek zaobserwowano zróżnicowanie większej liczby parametrów kinematycznych pomiędzy poszczególnymi typami kończyn (14 z 33 porównań międzygrupowych), niż podczas lądowaniu po zeskoku pionowym (9 z 33 porównań międzygrupowych).

W tym miejscu należy też zaznaczyć, że brak istotnego statystycznie wyniku w przeprowadzonych analizach międzygrupowych nie wskazuje jednoznacznie, że różnice te w świecie rzeczywistym nie występują. Nie jest wykluczone, że można byłoby je stwierdzić badając bardziej liczne grupy. Oszacowane dla potrzeb badania liczebności pozwalają bowiem na weryfikację przedstawionych, afirmatywnych hipotez badawczych (o istnieniu

zróźnicowania pomiędy rōżnymi typami kończyn), jednak nie dają wystarczającej kontroli dla błędu statystycznego II rodzaju.

W literaturze nie brakuje dowodów popierających występowania zróźnicowania parametrów kinematycznych pomiędy poszczędnymi typami kończyn dolnych uwidaczniających się podczas lądowania jednonoż. Johnston i wsp. [53] w systematycznym przeglądzie literatury zaobserwowali występowanie mniejszego zakresu przemieszczenia w kierunku zgięcia stawu kolanowego kończyny operowanej w stosunku do kończyny nieoperowanej i zdrowej. Z kolei większy zakres przemieszczenia w trakcie lądowania na kończynę operowaną, w odniesieniu do kończyny zdrowej, zaobserwowano dla przedniego pochylenia tułowia. Lepley i wsp. [69] w przeglądzie literatury poczynili nieco inne obserwacje od powyżej cytowanych. Dotyczyły one przemieszczenia stawu kolanowego i stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej. Zakres przemieszczenia stawu kolanowego w kierunku zgięcia nie cechował się bowiem znaczącym zróźnicowaniem pomiędy poszczędnymi typami kończyn. Z kolei większe przemieszczenie stawu biodrowego w kierunku zgięcia występowało podczas lądowania jednonoż na kończynę operowaną, w stosunku do kończyny nieoperowanej i zdrowej. Autorzy zaobserwowali również większe przemieszczenie stawu biodrowego w kierunku do rotacji wewnętrznej w kończynie operowanej. Brak występowania zróźnicowania przemieszczeń dotyczył natomiast płaszczyzny czołowej stawu biodrowego i kolanowego oraz płaszczyzny poprzecznej stawu kolanowego.

Należy podkreślić, iż dostępne prace badawcze odnoszą się najczęściej do analiz izolowanych przemieszczeń poszczędných segmentów łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej w danej płaszczyźnie ruchu. Specyfika lądowania, która dla kończyny dolnej jest formą aktywności w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, wiąże się jednak z zależnym od siebie przemieszczeniem poszczędných jej segmentów. Rozpatrywanie ich w odosobnieniu wydaje się w pewnym stopniu ograniczające. Dlatego też autor preferuje bardziej globalne podejście do tego tematu, sugerując „scalenie” wszystkich jednostkowych przemieszczeń zachodzących w poszczędných płaszczyznach w jeden empiryczny wzorzec lądowania. Taki zabieg jest działaniem wybitnie nowatorskim, dotychczas niespotykanym w literaturze tematu oraz, jak wynika z przedstawionej powyżej części dyskusji, oferuje możliwości formułowania oryginalnych wniosków i spostrzeżeń.

W dalszej części rozważań praca z zarysowanymi wzorcami kinematycznymi będzie kontynuowana i podjęta zostanie próba „nałożenia” empirycznego wzorca lądowania na dwa zaprezentowane w literaturze wzorce teoretyczne: predysponujący do uszkodzenia WKP oraz zabezpieczający przed uszkodzeniem WKP.

5.3. Empiryczne a teoretyczne wzorce ruchu kończyn dolnych

Wspomniany powyżej zabieg „nałożenia” wzorców empirycznych na teoretyczne pozwoli określić, który z porównywanych typów kończyn w największym stopniu narażony może być na uszkodzenie WKP podczas lądowania jednonóż. Warto w tym miejscu przypomnieć charakterystykę wzorca predysponującego do uszkodzenia WKP, który cechuje się występowaniem następujących elementów składowych: zwiększony zakres przemieszczenia w kierunku zgięcia, przywiedzenia i rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, zmniejszony zakres przemieszczenia w kierunku zgięcia w stawie kolanowym, zwiększony zakres przemieszczenia w kierunku koślawości i rotacji zewnętrznej w stawie kolanowym, zwiększony zakres przemieszczenia w kierunku zgięcia grzbietowego i pronacji w stawie skokowym. Dokładnie przeciwne kierunki przemieszczeń charakteryzują wzorzec opozycyjny w stosunku do opisanego powyżej, tj. wzorzec zabezpieczający przed uszkodzeniem WKP.

Warto zaznaczyć, że w przedstawionych wzorcach teoretycznych nie uwzględniono przemieszczeń kości miednicznych. Wynika to z braku klarownych dowodów naukowych dotyczących związku kinematyki tego segmentu z kinematycznymi czynnikami ryzyka uszkodzenia WKP. W dalszej części niniejszej dyskusji autor podejmie również próbę nakreślenia takich relacji.

Zabieg „nałożenia” przedstawionych wzorców teoretycznych na uzyskane empiryczne wzorce kinematyczne poszczególnych typów kończyn dostarcza interesujących obserwacji. Zauważono bowiem, że podczas próby lądowania po przeskoku przez płotek w kończynie zdrowej pojawia się największa liczba czynników predysponujących do uszkodzenia WKP (zakresy przeciętne: 5, zakresy szczytowe: 4) oraz najmniejsza liczba czynników zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP (zakresy przeciętne: 2, zakresy szczytowe: 1). W obrębie przeciętnych zakresów przemieszczeń kończyny zdrowej obecne czynniki predysponujące do uszkodzenia WKP to kolejno: zmniejszone przemieszczenie w

kierunku do odwodzenia stawu biodrowego, zgięcia podszwowego i supinacji stawu skokowego, oraz zwiększone przemieszczenie w kierunku do koślawości i rotacji zewnętrznej stawu kolanowego. Z kolei czynniki zabezpieczające przed uszkodzeniem WKP obejmują zwiększone przemieszczenie w kierunku do rotacji zewnętrznej stawu biodrowego i zgięcia stawu kolanowego. Wśród 4 czynników predysponujących do uszkodzenia WKP stwierdza się występowanie zróżnicowania międzygrupowego.

Dokładnie odwrotną sytuację w stosunku do kończyny zdrowej zarejestrowano w obrębie kończyny operowanej, gdzie występuje największa liczba czynników zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP (zakresy przeciętne: 4, zakresy szczytowe: 5) oraz najmniejszą liczbą czynników predysponujących do uszkodzenia WKP (zakresy przeciętne i szczytowe: 1). Wzorec przeciętnych przemieszczeń kończyny operowanej charakteryzuje się również obecnością następujących czynników zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP: zmniejszonym przemieszczeniem do zgięcia stawu biodrowego i koślawości stawu kolanowego oraz zwiększonym przemieszczeniem do zgięcia podszwowego i supinacji stawu skokowego. Z kolei jedyny czynnik predysponujący do uszkodzenia WKP to zmniejszone przemieszczenie w kierunku do zgięcia stawu kolanowego. W odniesieniu do 3 czynników zabezpieczających przed uszkodzeniem WKP rejestruje się istotne zróżnicowanie międzygrupowe.

Kończyna nieoperowana zajmuje pośrednią pozycję pomiędzy dwiema zaznaczonymi powyżej, a ogólnie rzecz ujmując, w bardzo zbliżony sposób (tj. z największą predyspozycją do uszkodzenia WKP w obrębie kończyny zdrowej oraz największym zabezpieczeniem w obrębie kończyny operowanej) kończyny zachowują się podczas lądowania po zeskoku pionowym.

Ponadto ujawniające się czynniki predysponujące do uszkodzenia WKP oraz zabezpieczające przed nim pozostają z sobą w interesującej relacji. Zauważyć można, iż w każdym typie kończyny, w obrębie danego segmentu lub płaszczyzny ruchu niemal zawsze występowaniu jakiegoś czynnika predysponującego towarzyszy obecność czynnika zabezpieczającego. Powyższa obserwacja może sugerować przejawy występowania zjawisk kompensacyjnych prowadzących do zachowania „homeostazy” w obrębie łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej. Przykładem potwierdzającym istnienie powyższych przypuszczeń może być wzajemna relacja przemieszczeń stawu kolanowego i skokowego

kończyny operowanej. Występowaniu jedyne go czynnika predysponującego do uszkodzenia WKP w kończynie operowanej (zmniejszonego przemieszczenia w kierunku do zgięcia stawu kolanowego) niemal zawsze towarzyszy w dalej położonym stawie występowanie czynnika zabezpieczającego przed uszkodzeniem WKP (zwiększonego przemieszczenia w kierunku do zgięcia podszwowe go\zmniejszonego przemieszczenia w kierunku do zgięcia grzbietowego). Warto w tym miejscu odnieść się do modelu stabilności opisanego przez Panjabiego [90] przedstawiającego wzajemne zależności pomiędzy trzema podsystemami stabilizacyjnymi: biernym, czynnym i nerwowym (szczegółowy opis zawarto w Rozdziale 1.2.) Zmiany wynikające z uszkodzenia i następczego chirurgicznego odtworzenia WKP – struktury podsystemu biernego – zostają wychwycone przez podsystem nerwowy, który wywołuje szereg zmian kompensacyjnych w podsystemie czynnym, co w rezultacie prowadzi do zachowania stabilności łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej. Mniejszy zakres przemieszczenia stawu kolanowego w kierunku zgięcia podczas lądowania powoduje zwiększenie jego stabilności, jednak kosztem generowania większych sił reakcji podłoża, które mogą być szkodliwe dla niego oraz wyżej położonych segmentów [98]. Z kolei większy zakres przemieszczenia w kierunku do zgięcia podszwowe go stawu skokowego i towarzyszące temu przemieszczeniu napięcie mięśnia brzuchatego łydki i płaszczkowate go, powoduje absorbcję sił reakcji podłoża, które w mniejszym stopniu docierają do stawu kolanowego [14, 15]. Oczywiście potencjalne ścieżki kompensacji wymagają dalszych badań, a przypuszczenia zaprezentowane tutaj należy traktować jako, jakkolwiek inspirujące, spekulacje.

Kolejną ważną obserwacją w świetle uzyskanych wyników, jest liczba poszczególnych elementów wzorców teoretycznych ujawniająca się w obrębie danych typów kończyn. Mając na uwadze rygorystyczne kryteria włączenia do badań, mogłoby się wydawać, że kończyna zdrowa w grupie kontrolnej będzie stanowiła swoisty „ideał” wśród wszystkich typów kończyn. Obserwacje wyników niniejszych badań dostarczają jednak odwrotnych spostrzeżeń, świadcząc o występowaniu największej liczby czynników predysponujących do uszkodzenia WKP w tejże kończynie zdrowej. Takie spostrzeżenia mogą wynikać z większej liczebności kobiet w grupie kontrolnej (n=4) w stosunku do grupy badawczej (n=2). Pomimo, że analiza statystyczna nie wykazała różnicowania międzygrupowe go pod kątem liczebności poszczególnych płci ($P=0,36$) należy pamiętać, że kobiety obarczone są

większym ryzykiem uszkodzenia WKP niż mężczyźni [50, 51], a to może z kolei mieć swoje odzwierciedlenie w występowaniu odmiennej kinematyki kończyny dolnej, a w rezultacie powodować występowanie większej liczby czynników predysponujących do uszkodzenia WKP. Z drugiej jednak strony, wspomniana przewaga występowania czynników predysponujących do uszkodzenia WKP w kończynie zdrowej może wynikać z samego faktu uczestnictwa grupy pacjentów w procesie fizjoterapii, w rezultacie którego nastąpiła poprawa funkcji kończyny operowanej i nieoperowanej do lepszego poziomu, niż ten rejestrowany w kończynie zdrowej.

Ponadto, oraz nieco z innej strony, przewaga występowania czynników predysponujących do uszkodzenia WKP w kończynie nieoperowanej w stosunku do kończyny operowanej wydaje się mieć swoje uzasadnienie w badaniach naukowych. Dostępna literatura wskazuje na występowanie różnic innych parametrów pomiędzy kończyną operowaną a nieoperowaną, m.in. parametrów kinetycznych [28, 109] czy kontroli nerwowo-mięśniowej [16, 73, 84]. Następstwem tych różnic może być udokumentowany w literaturze większy odsetek występowania uszkodzeń WKP kończyny nieoperowanej (8-21%), w stosunku do kończyny operowanej (5-11%) [92, 97, 128].

W tym punkcie należy zadać również pytanie, czy czynniki predysponujące do uszkodzenia WKP stanowią w istocie coś „nienaturalnego”. Tendencja do ich obfitego występowania we wzorcu empirycznym rejestrowanym w przypadku kończyny zdrowej mogłaby świadczyć o czymś przeciwnym. Przedstawione wyniki wskazują, iż to ona wydaje się być obciążona największym ryzykiem. W takiej sytuacji można postrzegać czynniki predysponujące jako fizjologiczny, czy też naturalny element kinematyki kończyny dolnej podczas prób lądowania w różnych warunkach, które niekoniecznie muszą prowadzić do uszkodzenia WKP. By takie wystąpiło potrzebne wydaje się coś więcej. Owo „coś” to być może większa niż 4-5 liczba czynników predysponujących powstających jednocześnie, a być może większe energie (wysokość zeskoku, prędkość przeskoku, zwiększona masa), z którymi narząd ruchu musiałby się zmagać podczas lądowania. Te przypuszczenia nie zostaną zweryfikowane w tej chwili, jednak intencją autora jest tutaj zaznaczenie, iż termin „czynnik predysponujący” jest obciążony pewnym relatywizmem i można na niego spojrzeć przynajmniej z dwóch perspektyw.

Kontynuując i rozwijając rozważania rozpoczęte w uprzednim akapicie w kierunku kończyny operowanej oraz demonstrowanych przez nią wzorców kinematycznych nasuwa się kolejne spostrzeżenie. Otóż, z jednej strony twierdzić można, iż po wykonaniu zabiegu operacyjnego kończyna ta jest dobrze chroniona przed kolejnym urazem, gdyż pośród wzorców ruchowych jej stawów występują liczne czynniki zabezpieczające WKP. Z drugiej strony jednak nasuwa się myśl, że jeśli komponenty wzorca predysponującego do uszkodzenia więzadła potraktować jako „naturalne i fizjologiczne”, co postulowano powyżej, to ich brak w zachowaniu ruchowym tejże kończyny może zostać uznany za brak czegoś „naturalnego i fizjologicznego”, a więc przypuszczalnie pożądanego. Niedobór czynników fizjologicznych, czy to związanych z organizmem, czy też środowiskowych, zawsze wiązać się musi z uruchamianiem jakichś procesów kompensacyjnych. Być może długotrwały efekt takich zjawisk nie okaże się korzystny, a ich negatywne skutki sięgną w końcu sąsiadujących z kolanem ogniw i segmentów łańcucha biokinematycznego kończyny operowanej, a następnie kończyny przeciwnej, kręgosłupa lub nawet wyżej położonych struktur narządu ruchu człowieka. Ponownie jednak autor stronił będzie za opowiadaniem się za którymś z przedstawionych punktów widzenia pragnąc jedynie zasygnalizować dychotomię problemu oraz potencjalne konsekwencje z nim związane.

Na zakończenie autor pragnie odnieść się jeszcze do jednego z postawionych pytań badawczych (Pytanie 6, Rozdział 2.2.2), dotyczącego istnienia dodatkowych elementów, które można by dołączyć do wzorców teoretycznych w ich aktualnej formie. W oparciu o przedstawione wyniki można pokusić się o takie działanie wskazując związki przemieszczeń kości miednicznych z zaprezentowanymi wzorcami teoretycznymi. Przemieszczenia takie nie były w nich dotychczas ujmowane. Kulas i wsp. [62] wykazali, że mniejszy zakres przemieszczenia tułowia w kierunku do przedniego pochylenia zwiększa siłę działającą na WKP. Powyższe doniesienia uzupełniają obserwacje Songa i wsp. [116], którzy poza wspomnianym zmniejszonym przemieszczeniem tułowia w kierunku do przedniego pochylenia, wskazują również na większy zakres przemieszczenia tułowia w kierunku do pochylenia bocznego oraz większy zakres przemieszczenia tułowia w kierunku do rotacji zewnętrznej, określając te przemieszczenia jako czynniki wykazujące związek ze zwiększonym ryzykiem uszkodzenia WKP podczas lądowania. Wspomniane obserwacje znajdują potwierdzenie w badaniach Hewetta i wsp. [51], którzy podczas analizy wideo

zaobserwowali występowanie mniejszego zakresu przedniego pochylenia tułowia oraz większego zakresu pochylenia bocznego tułowia w grupie kobiet, które uszkodziły WKP w stosunku do tych, które nie doświadczyły takiego urazu.

Na podstawie powyższych informacji oraz dowodów z badań własnych, można przy założeniu, że kości miedniczne reprezentują ruchy tułowia, pokusić się o uzupełnienie zaproponowanych wzorców teoretycznych odpowiednimi przemieszczeniami kości miednicznych. I tak, teoretyczny wzorzec predysponujący do uszkodzenia WKP można w tym świetle wzbogacić o: mniejszy zakres przodopochylenia kości miednicznej, większy zakres jej przemieszczenia w kierunku pochylenia bocznego oraz rotacji zewnętrznej. Opozycyjne w stosunku do powyżej przedstawionych będą kierunki charakterystyczne dla wzorca zabezpieczającego przed uszkodzeniem WKP: większy zakres przodopochylenia kości miednicznej, mniejszy zakres przemieszczenia w kierunku pochylenia bocznego oraz mniejszy zakres rotacji zewnętrznej (lub też rotacja wewnętrzna).

5.4. Podsumowanie

W niniejszej rozprawie podjęto próbę oceny parametrów kinematycznych miednicy i stawów kończyny dolnej podczas lądowania jednonoż u pacjentów po zabiegu rekonstrukcji WKP. Autor zaproponował odmienne, bardziej globalne spojrzenie na problem, obejmujące uwzględnienie dwóch opozycyjnych względem siebie wzorców kinematyki kończyny dolnej skonstruowanych w oparciu o literaturę tematu, tj. wzorzec predysponujący do uszkodzenia WKP oraz wzorzec zabezpieczający przed uszkodzeniem WKP. Do tychże konstruktów teoretycznych odniesiono kinematyczny wzorzec empiryczny zarysowany na podstawie uzyskanych wyników badań.

By zadbać o odpowiednią jakość naukową projektu, grupy badawcze wyselekcjonowano w oparciu o restrykcyjne kryteria. W celu oceny parametrów kinematycznych zastosowano rekomendowane narzędzie pomiarowe cechujące się wysoką dokładnością (0,1 mm dla pomiarów liniowych oraz 0,5° dla pomiarów kątowych) [12] oraz wykorzystano wysoce wiarygodne pomiary.

Uzyskane wyniki badań pozwoliły na weryfikację wszystkich postawionych hipotez. Najważniejsze z perspektywy aplikacji klinicznej, jest potwierdzenie hipotezy o różnicowaniu empirycznych wzorców kinematycznych pomiędzy poszczególnymi typami

kończyn dolnych: operowaną, nieoperowaną i zdrową. Zaobserwowano, że kończyna zdrowa jest obciążona wpływem największej liczby czynników predysponujących do uszkodzenia WKP, natomiast kończyna operowana wydaje się najbardziej chroniona. Szczególnie wyraźne występowanie różnicowań międzygrupowych zauważalne było podczas lądowania po przeskoku przez płotek, które jest techniką silniej prowokującą uszkodzenie WKP.

Na zakończenie należy jednak przypomnieć, że kinematyczne czynniki ryzyka uszkodzenia WKP nie są jedyną grupą zagrożeń wymienianą w literaturze. W dalszych badaniach warto więc uwzględnić wieloczynnikowość zjawiska, jakim jest uszkodzenie WKP, szczególnie w kontekście grupy czynników ryzyka o charakterze modyfikowalnym.

5.5. Ograniczenia

Pierwszym i najważniejszym ograniczeniem zaprezentowanego projektu badawczego jest jego nieeksperymentalny charakter. Powszechnie wiadomo, iż moc dowodu naukowego uzyskiwanego z wykorzystaniem eksperymentalnego, kontrolowanego i randomizowanego planu jest najwyższa, jednak jest to plan niezwykle wymagający i często trudno jest go wdrożyć w pełnym formacie. Przyczyny tego są bardzo różne. W niniejszych badaniach były to kwestie etyczne. Trudno wyobrazić sobie bowiem losowy podział zdrowych osób na podgrupy i eksperymentalne wywoływanie uszkodzenia WKP u jednej z nich. Byłby to pomysł z gruntu absurdalny. Sytuacja taka pozostawiła autora w obliczu konieczności prowadzenia badań *post facto*, kiedy w wyniku prowadzenia określonej aktywności fizycznej doszło już do uszkodzenia WKP, oraz skompletowania adekwatnej grupy kontrolnej. W realizacji tych zadań pomogły rygorystyczne kryteria selekcji, jednak sam plan badawczy pozostał, z wyboru, planem retrospektywnym.

W grupie ograniczeń można wymienić również kilka kwestii technicznych powiązanych z pomiarami. Otóż przemieszczenia kości miednicznych mierzono w odniesieniu do laboratoryjnego układu współrzędnych, a nie do własnego, powiązanego z jakimś segmentem ciała uczestnika układem, jak działo się to w przypadku stawów kończyny dolnej. Odnoszenie przemieszczeń segmentu ciała do układu laboratoryjnego jest bardziej podatne na błędy, jednak ze względów technicznych przynajmniej jeden segment ciała musiał zostać powiązany z takim układem odniesienia. Ruchomość dalszych

segmentów można już swobodnie rozpatrywać w relacji do przemieszczeń tego pierwszego, zewnętrznie powiązanego układu. W przypadku niniejszego badania owym pierwszym, zewnętrznie powiązaniem segmentem była właśnie kość miedniczna. Sytuacja taka jest zgodna z powszechnie stosowanymi protokołami postępowania z wykorzystaniem systemów analizy ruchu 3D [20, 21, 108, 120].

Kolejny mankament może stanowić zaburzona pod względem płci (z przewagą mężczyzn) struktura grupy tak badawczej, jak i kontrolnej. Z naukowego punktu widzenia, znając różnice w częstości występowania uszkodzeń WKP u mężczyzn i u kobiet [50, 51], najkorzystniej byłoby stworzyć grupy badawcze z równym udziałem obydwu płci, ewentualnie ograniczyć się wyłącznie do mężczyzn (jednak również tylko do nich odnosić wyciągane wnioski). Za dołączeniem kilku kobiet do grup badawczych przemówiły jednak kwestie związane z liczebnością grup. W porównaniu korzyści płynących ze zwiększenia liczebności i ograniczeń wynikających z zakłócenia struktury, te pierwsze w uznaniu autora okazały się bardziej znaczące. Zwracając jednak uwagę na etykę zawodu naukowca, anonsuje on wyraźnie zaistniały problem.

Być może, na zakończenie należałoby wspomnieć o jeszcze jednym spostrzeżeniu, które trudno jest nazwać ograniczeniem, jednak zostanie włączone do tejże sekcji. Otóż, po zakończeniu dyskusji i sformułowaniu wniosków u autora pojawił się pewien niedosyt informacyjny domagający się jeszcze dalszego rozszerzenia analizy zgromadzonych danych. Stwierdza on, iż przydatnym do weryfikacji innych, niepostawionych tutaj pytań i hipotez badawczych byłoby porównanie ze sobą przemieszczeń poszczególnych stawów w obrębie wszystkich typów kończyn dolnych, jak również porównanie wyników uzyskiwanych w dwóch przeprowadzonych próbach badawczych (dwie techniki lądowania). Zamieszczenie ich w niniejszej rozprawie wiązałoby się jednak z koniecznością zastosowania dość zawiłych zabiegów matematycznych (np. standaryzacja wyników w przypadku porównań pomiędzy stawami i dalsza analiza wartości standaryzowanych) oraz rozbudowy i tak już opasłego działu wyników. Korzystniejszym wydaje się pozostawienie tych problemów badawczych jako elementów kierujących dalszą pracę ze zgromadzonymi już danymi oraz jako wstęp do dalszej eksploracji podjętej tematyki.

6. Wnioski

6.1.1. Wniosek główny:

1. W okresie 12-18 miesięcy po zabiegu rekonstrukcji WKP podczas lądowania jednonóż pojawiają się odmienne wzorce ruchu kości miednicznych i stawów kończyny dolnej. Ujawniają się one w postaci charakterystycznych konfiguracji wartości parametrów kinematycznych, odmiennych dla kończyn: **operowanej, nieoperowanej i zdrowej**.

6.1.2. Wnioski szczegółowe:

1. W przypadku **przeskoku przez płotek** charakterystyczny, empiryczny wzorzec kinematyczny pojawia się szczególnie wyraźnie. We wzorcu tym kończyna operowana w największym stopniu porusza się w stawie skokowym, kończyna nieoperowana – w obrębie miednicy i w stawie biodrowym, a kończyna zdrowa – w stawie kolanowym. Obserwacje te wspierają dowody statystyczne – zróżnicowanie pomiędzy typami kończyn rejestrowano w przypadku 14 z 33 porównań międzygrupowych.

2. W przypadku **zeskoku pionowego** charakterystyczny wzorzec kinematyczny również występuje, jednak jest mniej wyrazisty. We wzorcu tym kończyna operowana w największym stopniu porusza się w stawie skokowym i miednicy, kończyna nieoperowana – w obrębie stawu biodrowego, kończyna zdrowa – w stawie kolanowym. Obserwacje te wspierają dowody statystyczne – zróżnicowanie pomiędzy typami kończyn rejestrowano w przypadku 9 z 33 porównań międzygrupowych.

3. Zróżnicowanie parametrów kinematycznych pomiędzy wyróżnionymi typami kończyn podczas lądowania jednonóż po przeskoku przez płotek i po zeskoku pionowym przejawia się zarówno w **wartościach przeciętnych**, jak i w **wartościach szczytowych** tychże parametrów.

5. Ze zdefiniowanym w literaturze **wzorcem predysponującym do uszkodzenia WKP** w największym stopniu pokrywa się wzorzec **empiryczny kończyny zdrowej**, co stoi w pewnej opozycji do danych obecnych w literaturze.

6. Do zdefiniowanych w literaturze teoretycznych wzorców kinematycznych kończyny dolnej można dołączyć dodatkowe elementy związane z przemieszczeniami kości miednicznych. We **wzorcach predysponujących** do uszkodzenia WKP będą to:

mniejszy zakres przodopochylenia kości miednicznej, większy zakres jej przemieszczenia w kierunku pochylenia bocznego oraz rotacji zewnętrznej. We **wzorcu zabezpieczającym** – przeciwne przemieszczenia.

7. Bibliografia

1. Alenezi F, Herrington L, Jones P, Jones R (2014) The reliability of biomechanical variables collected during single leg squat and landing tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 24 (5):718–721. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.07.007
2. Alenezi F, Herrington L, Jones P, Jones R (2016) How reliable are lower limb biomechanical variables during running and cutting tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 30:137–142. doi: 10.1016/j.jelekin.2016.07.001
3. Amis AA, Dawkins GP (1991) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J bone Jt Surg* 73:260–267. doi: 10.1302/0301-620X.73B2.2005151
4. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA (2011) Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: A systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med* 45:596–606. doi: 10.1136/bjsm.2010.076364
5. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA (2011) Return to the preinjury level of competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery: two-thirds of patients have not returned by 12 months after surgery. *Am J Sports Med* 39:538–543. doi: 10.1177/0363546510384798
6. Arendt E, Dick R (1995) Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sport Med* 23:694–701. doi: 10.1177/036354659502300611
7. Arifin WN (2017) Sample size calculator 2.0. <http://wnarifin.github.io>. (dostęp: 20.01.2020)
8. Barrata R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, Ambrosia RD (1988) Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 16:113–122. doi: 10.1177/036354658801600205
9. Bayer S, Meredith SJ, Wilson KW, De Sa D, Pauyo T, Byrne K, McDonough CM, Musahl V (2020) Knee Morphological Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review. *J Bone Jt Surg* 102:703–718. doi: 10.2106/JBJS.19.00535
10. Bell AL, Brand RA, Pedersen DR (1989) Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Hum Mov Sci* 8:3–16. doi: 10.1016/0167-9457(89)90020-1
11. Bere T, Florenes TW, Krosshaug T, Koga H, Nordsletten L, Irving C, Muller E, Reid RC, Senner V, Bahr R (2011) Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in World Cup alpine skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *Am J Sport Med* 39:1421–1429. doi: 10.1177/0363546511405147

12. Biały M (2016) Związek pomiędzy funkcjonalną asymetrią miednicy a posturalną aktywnością mięśni powłok brzusznych. Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej. Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach
13. Bisciotti GN, Quaglia A, Belli A, Carimati G, Volpi P (2016) Return to sports after ACL reconstruction: a new functional test protocol. *Muscles Ligaments Tendons J* 6:499–509. doi: 10.11138/mltj/2016.6.4.499
14. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE (2010) Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Mechanisms and risk factors. *J Am Acad Orthop Surg* 18:1–8. doi: 10.5435/00124635-201009000-00003
15. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE (2009) Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med* 37:252–259. doi: 10.1177/0363546508328107
16. Busch A, Blasimann A, Henle P, Baur H (2019) Neuromuscular activity during stair descent in ACL reconstructed patients: A pilot study. *Knee* 26:310–316. doi: 10.1016/j.knee.2018.12.011
17. Carlson VR, Sheehan FT, Boden BP (2016) Video analysis of anterior cruciate ligament (ACL) injuries: A systematic review. *JBJS Rev* 4:e5. doi: 10.2106/JBJS.RVW.15.00116
18. Cesar GM, Tomasevicz CL, Burnfield JM (2016) Frontal plane comparison between drop jump and vertical jump: implications for the assessment of ACL risk of injury. *Sport Biomech* 15:440–449. doi: 10.1080/14763141.2016.1174286
19. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE (2002) A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med* 30:261–267. doi: 10.1177/03635465020300021901
20. Christensen JC, Wilson CR, Merryweather AS, Foreman KB (2017) Kinematics of the Pelvis, Torso, and Lower Limb During Obstacle Negotiation While Under Temporal Constraints. *Anat Rec* 300:732–738. doi: 10.1002/ar.23554
21. Christensen L, Veierød MB, Vøllestad NK, Jakobsen VE, Stuge B, Cabri J, Stendal H (2019) Clinical Biomechanics Kinematic and spatiotemporal gait characteristics in pregnant women with pelvic girdle pain , asymptomatic pregnant and non-pregnant women. *Clin Biomech* 68:45–52. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.05.030
22. Cozzi AL, Dunn KL, Harding JL, Valovich McLeod TC, Welch Bacon CE (2015) Kinesiophobia After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Physically Active Individuals. *J Sport Rehabil* 24:434–439. doi: 10.1123/jsr.2014-0196

23. DiCesare CA, Bates NA, Barber Foss KD, Thomas SM, Wordeman SC, Sugimoto D, Roewer BD, Medina McKeon JM, Di Stasi S, Noehren BW, Ford KR, Kiefer AW, Hewett TE, Myer GD (2015) Reliability of 3-Dimensional measures of single-leg cross drop landing across 3 different institutions: Implications for multicenter biomechanical and epidemiological research on ACL injury prevention. *Orthop J Sport Med* 3:1–9. doi: 10.1177/2325967115617905
24. Donnelly CJ, Elliott BC, Ackland TR, Doyle TL, Beiser TF, Finch CF, Cochrane JL, Dempsey AR, Lloyd DG (2012) An anterior cruciate ligament injury prevention framework: Incorporating the recent evidence. *Res Sport Med* 20:239–262. doi: 10.1080/15438627.2012.680989
25. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J (2006) Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 14:204–213. doi: 10.1007/s00167-005-0679-9
26. Ebert JR, Webster KE, Edwards PK, Joss BK, D’Alessandro P, Janes G, Annear P (2019) Current perspectives of Australian therapists on rehabilitation and return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction: A survey. *Phys Ther Sport* 35:139–145. doi: 10.1016/j.ptsp.2018.12.004
27. Edwards PK, Ebert JR, Joss B, Ackland T, Annear P, Buelow JU, Hewitt B (2018) Patient Characteristics and Predictors of Return to Sport at 12 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: The Importance of Patient Age and Postoperative Rehabilitation. *Orthop J Sport Med* 6. doi: 10.1177/2325967118797575
28. Erhart-Hledik JC, Chu CR, Asay JL, B. Mahtani G, Andriacchi TP (2022) Vertical ground reaction force 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction predicts 10-year patient-reported outcomes. *J Orthop Res* 40:129–137. doi: 10.1002/jor.25025
29. Ewing KA, Begg RK, Galea MP, Lee PVS (2016) Effects of Prophylactic Knee Bracing on Lower Limb Kinematics, Kinetics, and Energetics during Double-Leg Drop Landing at 2 Heights. *Am J Sports Med* 44:1753–1761. doi: 10.1177/0363546516637178
30. Fernandez-Jaen T, López-Alcorocho JM, Rodríguez-Iñigo E, Castellan F, Hernández JC, Guillén-García P (2015) The importance of the intercondylar notch in anterior cruciate ligament tears. *Orthop J Sport Med* 3:1–6. doi: 10.1177/2325967115597882
31. Ferretti M, Levicoff EA, Macpherson TA, Moreland MS, Cohen M, Fu FH (2007) The Fetal Anterior Cruciate Ligament: An Anatomic and Histologic Study. *Arthroscopy* 23:278–283. doi: 10.1016/j.arthro.2006.11.006

32. Ford KR, Myer GD, Hewett TE (2007) Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc* 39:2021–2028. doi: 10.1249/mss.0b013e318149332d
33. Fox AS, Bonacci J, McLean SG, Spittle M, Saunders N (2014) What is normal? Female lower limb kinematic profiles during athletic tasks used to examine anterior cruciate ligament injury risk: A systematic review. *Sport Med* 44:815–832. doi: 10.1007/s40279-014-0168-8
34. Friemert B, Faist M, Spengler C, Gerngross H, Claes L, Melnyk M (2005) Intraoperative direct mechanical stimulation of the anterior cruciate ligament elicits short- and medium-latency hamstring reflexes. *J Neurophysiol* 94:3996–4001. doi: 10.1152/jn.00410.2005
35. Gardner E, O’Rahilly R (1968) The Early Development of the Otic Vesicle in Staged Human Embryos. *J Anat* 102:289–299
36. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A (1975) The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 106:216–231. doi: 10.1097/00003086-197501000-00033
37. Gokeler A, Welling W, Zaffagnini S, Seil R, Padua D (2017) Development of a test battery to enhance safe return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 25:192–199. doi: 10.1007/s00167-016-4246-3
38. Graci V, Van Dillen LR, Salsich GB (2012) Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. *Gait Posture* 36:461–466. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.04.006
39. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston L, Ireland ML, Johnson RJ, Kibler WB, Lephart S, Lewis JL, Lindenfeld TN, Mandelbaum BR, Marchak P, Teitz CC, Wojtys EM (2000) Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* 8:141–150. doi: 10.5435/00124635-200005000-00001
40. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE, Hannafin JA, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Marks PH, Marshall SW, Myklebust G, Noyes FR, Powers C, Shields C, Shultz SJ, Silvers H, Slaughterbeck J, Taylor DC, Teitz CC, Wojtys EM, Yu B (2006) Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: A review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *Am J Sports Med* 34:1512–1532. doi: 10.1177/0363546506286866
41. van Grinsven S, van Cingel RE, Holla CJ, van Loon CJ (2010) Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc*

- 18:1128–1144. doi: 10.1007/s00167-009-1027-2
42. Grooms D, Appelbaum G, Onate J (2015) Neuroplasticity following anterior cruciate ligament injury: A framework for visual-motor training approaches in rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* 45:381–393. doi: 10.2519/jospt.2015.5549
 43. Gwynne CR, Curran SA (2014) Quantifying frontal plane knee motion during single limb squats: reliability and validity of 2-dimensional measures. *Int J Sports Phys Ther* 9:898–906
 44. Hartigan EH, Lynch AD, Logerstedt DS, Chmielewski TL, Snyder-Mackler L (2013) Kinesiophobia after anterior cruciate ligament rupture and reconstruction: noncopers versus potential copers. *J Orthop Sport Phys Ther* 43:821–832. doi: 10.2519/jospt.2013.4514
 45. Herbst E, Hoser C, Hildebrandt C, Raschner C, Hepperger C, Pointner H, Fink C (2015) Functional assessments for decision-making regarding return to sports following ACL reconstruction. Part II: clinical application of a new test battery. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 23:1283–1291. doi: 10.1007/s00167-015-3546-3
 46. Herrington L, Alenezi F, Alzhrani M, Alrayani H, Jones R (2017) The reliability and criterion validity of 2D video assessment of single leg squat and hop landing. *J Electromyogr Kinesiol* 34:80–85. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.04.004
 47. Herrington L, Munro A (2010) Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. *Phys Ther Sport* 11:56–59. doi: 10.1016/j.ptsp.2009.11.004
 48. Herzberg SD, Motu'apuaka ML, Lambert W, Fu R, Brady J, Guise JM (2017) The effect of menstrual cycle and contraceptives on ACL injuries and laxity: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sport Med* 5:1–10. doi: 10.1177/2325967117718781
 49. Hewett TE, Myer GD, Ford KR (2006) Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med* 34:299–311. doi: 10.1177/0363546505284183
 50. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, Van Den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P (2005) 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* 33:492–501. doi: 10.1177/0363546504269591
 51. Hewett TE, Torg JS, Boden BP (2009) Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med* 43:417–422. doi: 10.1136/bjism.2009.059162
 52. Hollis JM, Takai S, Adams DJ, Horibe S, Woo SL (1991) The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): A kinematic study.

- J Biomech Eng 113:208–214. doi: 10.1115/1.2891236
53. Johnston PT, McClelland JA, Webster KE (2018) Lower Limb Biomechanics During Single-Leg Landings Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med* 48:2103–2126. doi: 10.1007/s40279-018-0942-0
 54. Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA (2017) Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clin Sports Med* 36:1–8. doi: 10.1016/j.csm.2016.08.001
 55. Kålund S, Sinkjær T, Arendt-Nielsen L, Simonsen O (1990) Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients. *Am J Sports Med* 18:245–248. doi: 10.1177/036354659001800304
 56. Kapandji AI (2013) Anatomia funkcjonalna stawów. Tom 2. Elsevier Urban & Partner, Wrocław. s. 66–155
 57. Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, Miyashita K, Okado T, Shimizu T, Yokoe K (2010) Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: A twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *J Sport Sci Med* 9:669–675
 58. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R, Krosshaug T (2010) Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med* 38:2218–2225. doi: 10.1177/0363546510373570
 59. Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P, Fischer-Rasmussen T (2002) Cruciate ligament reflexes. *J Electromyogr Kinesiol* 12:177–182. doi: 10.1016/S1050-6411(02)00018-4
 60. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, Hewett TE, Bahr R (2007) Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: Video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med* 35:359–367. doi: 10.1177/0363546506293899
 61. Kruse LM, Gray B, Wright RW (2012) Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *J Bone Joint Surg Am* 94:1737–1748. doi: 10.2106/JBJS.K.01246
 62. Kulas AS, Hortobágyi T, Devita P (2012) Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clin Biomech* 27:16–21. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.07.009
 63. Kvist J, Ek A, Sporrstedt K, Good L (2005) Fear of re-injury: A hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 13:393–397. doi: 10.1007/s00167-004-0591-8

64. Lambson RB, Barnhill BS, Higgins RW (1996) Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries: A three-year prospective study. *Am J Sports Med* 24:155–159. doi: 10.1177/036354659602400206
65. Laprade RF, Burnett QM (1994) Femoral Intercondylar notch stenosis and correlation to ACL injury: a prospective study. *Am J Sports Med* 22:198–203. doi: 10.1177/036354659402200208
66. Larwa J, Stoy C, Chafetz RS, Boniello M, Franklin C (2021) Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. *Int J Environ Res Public Health* 18:1–13. doi: 10.3390/ijerph18073826
67. Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM (2011) The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech* 44:1845–1851. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.010
68. Leister I, Kulnik ST, Kindermann H, Ortmaier R, Barthofer J, Vasvary I, Katzensteiner K, Mattiassich G (2019) Functional performance testing and return to sport criteria in patients after anterior cruciate ligament injury 12–18 months after index surgery: A cross-sectional observational study. *Phys Ther Sport* 37:1–9. doi: 10.1016/j.ptsp.2019.01.010
69. Lepley AS, Kuenze CM (2018) Hip and knee kinematics and kinetics during landing tasks after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis. *J Athl Train* 53:144–159. doi: 10.4085/1062-6050-334-16
70. Leppänen M, Pasanen K, Kujala UM, Vasankari T, Kannus P, Äyrämö S, Krosshaug T, Bahr R, Avela J, Perttunen J, Parkkari J (2017) Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. *Am J Sports Med* 45:1–8. doi: 10.1177/0363546516665810
71. Lohmander LS, Östenberg A, Englund M, Roos H (2004) High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 50:3145–3152. doi: 10.1002/art.20589
72. Luc B, Gribble PA, Pietrosimone BG (2014) Osteoarthritis prevalence following anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and numbers-needed-to-treat analysis. *J Athl Train* 49:806–819. doi: 10.4085/1062-6050-49.3.35
73. MacLeod TD, Snyder-Mackler L, Buchanan TS (2014) Differences in Neuromuscular Control and Quadriceps Morphology Between Potential Copers and Noncopers Following Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Orthop Sport Phys Ther* 44:76–84. doi: 10.2519/jospt.2014.4876

74. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, Van Den Bogert AJ (2005) Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med* 39:355–362. doi: 10.1136/bjsm.2005.018598
75. McNitt-Gray JL (1993) Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *J Biomech* 26:1037–1046. doi: 10.1016/s0021-9290(05)80003-x
76. Mérida-Velasco JA, Sánchez-Montesinos I, Espín-Ferra J, Rodríguez-Vázquez JF, Mérida-Velasco JR, Jiménez-Collado J (1997) Development of the human knee joint. *Anat Rec* 248:259–268. doi: 10.1002/(SICI)1097-0185(199706)248:2<269::AID-AR14>3.0.CO;2-N
77. Munro A, Herrington L, Carolan M (2012) Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehabil* 21:7–11. doi: 10.1123/jsr.21.1.7
78. Munro A, Herrington L, Comfort P (2012) Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. *Phys Ther Sport* 13:259–264. doi: 10.1016/j.ptsp.2012.01.005
79. Munro A, Herrington L, Comfort P (2017) The relationship between 2-dimensional knee-valgus angles during single-leg squat, single-leg-land and drop-jump screening tests. *J Sport Rehabil* 26:72–77. doi: 10.1123/jsr.2015-0102
80. Myer GD, Ford KR, Paterno M V, Nick TG, Hewett TE (2008) The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *Am J Sports Med* 36:1073–1080. doi: 10.1177/0363546507313572
81. Nessler T, Denney L, Sampley J (2017) ACL Injury Prevention: What Does Research Tell Us? *Curr Rev Musculoskelet Med* 10:281–288. doi: 10.1007/s12178-017-9416-5
82. Numata H, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Takata Y, Shimozaki K, Tsuchiya H (2018) Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 26:442–447. doi: 10.1007/s00167-017-4681-9
83. Nyland J, Gamble C, Franklin T, Caborn DNMM (2017) Permanent knee sensorimotor system changes following ACL injury and surgery. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 25:1461–1474. doi: 10.1007/s00167-017-4432-y
84. Nyland J, Klein S, Caborn DN (2010) Lower extremity compensatory neuromuscular and biomechanical adaptations 2 to 11 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 26:1212–1225. doi: 10.1016/j.arthro.2010.01.003

85. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R (2004) Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. *Am J Sports Med* 32:1002–1012. doi: 10.1177/0363546503261724
86. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R (2003) Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scand J Med Sci Sport* 13:299–304. doi: 10.1034/j.1600-0838.2003.00329.x
87. Orchard J, Seward H, McGivern J, Hood S (1999) Rainfall, evaporation and the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury in the Australian Football League. *Med J Aust* 170:304–306. doi: 10.5694/j.1326-5377.1999.tb127782.x
88. Orchard JW, Chivers I, Aldous D, Bennell K, Seward H (2005) Rye grass is associated with fewer non-contact anterior cruciate ligament injuries than bermuda grass. *Br J Sports Med* 39:704–709. doi: 10.1136/bjism.2004.017756
89. Padua DA, DiStefano LJ, Hewett TE, Garrett WE, Marshall SW, Golden GM, Shultz SJ, Sigward SM (2018) National athletic trainers' association position statement: Prevention of anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train* 53:5–19. doi: 10.4085/1062-6050-99-16
90. Panjabi MM (1992) The Stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 5:383–389. doi: 10.1097/00002517-199212000-00001
91. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D (2007) Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med* 17:263–268. doi: 10.1097/JSM.0b013e31811f415b
92. Paterno M V, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE (2015) Incidence of Second ACL Injuries 2 Years After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport. *Am J Sport Med* 42:1567–1573. doi: 10.1177/0363546514530088
93. Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, Doberstein ST (2011) Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *J Athl Train* 46:31–42. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.31
94. Paz GA, de Freitas Maia M, Santana HG, Miranda H, Lima V, Willson JD (2019) Knee frontal plane projection angle: A comparison study between drop vertical jump and step-down tests with young volleyball athletes. *J Sport Rehabil* 28:153–158. doi: 10.1123/jsr.2017-0204
95. Paz GA, Maia M de F, Farias D, Santana H, Miranda H, Lima V, Herrington L (2016) Kinematic Analysis of Knee Valgus During Drop Vertical Jump and Forward Step-Up in Young Basketball Players. *Int J Sports Phys Ther* 11:212–9

96. Pfeifer CE, Beattie PF, Sacko RS, Hand A (2018) Risk Factors Associated With Non-Contact Anterior Cruciate Ligament Injury: a Systematic Review. *Int J Sports Phys Ther* 13:575–587. doi: 10.26603/ijsp20180575
97. Pinczewski LA, Lyman J, Salmon LJ, Russell VJ, Roe J, Linklater J (2007) A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: A controlled, prospective trial. *Am J Sports Med* 35:564–574. doi: 10.1177/0363546506296042
98. Podraza JT, White SC (2010) Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: Implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *Knee* 17:291–295. doi: 10.1016/j.knee.2010.02.013
99. Portney LG (2020) *Foundations of Clinical Research Applications to Practice*. F.A. Davis Company, Philadelphia. s. 115–126
100. Prieske O, Muehlbauer T, Krueger T, Kibele A, Behm D, Granacher U (2015) Sex-specific effects of surface instability on drop jump and landing biomechanics. *Int J Sports Med* 36:75–81. doi: 10.1055/s-0034-1384549
101. Purnell ML, Larson AI, Clancy W (2008) Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography. *Am J Sports Med* 36:2083–2090. doi: 10.1177/0363546508319896
102. Ramesh R, Von Arx O, Azzopardi T, Schranz PJ (2005) The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalised joint laxity. *J Bone Jt Surg* 87:800–803. doi: 10.1302/0301-620X.87B6.15833
103. Riemann; BL, Myers; JB, Lephart SM (2002) Sensorimotor System Measurement Techniques. *J Athl Train* 37:85–98. doi: 10.1002/cpt1975172171
104. Riemann BL, Lephart SM (2002) The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train* 37:71–79
105. Riemann BL, Lephart SM (2002) The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train* 37:80–84. doi: 10.1016/j.jconhyd.2010.08.009
106. Ruedl G, Ploner P, Linortner I, Schranz A, Fink C, Patterson C, Nachbauer W, Burtscher M (2011) Interaction of potential intrinsic and extrinsic risk factors in ACL injured recreational female skiers. *Int J Sports Med* 32:618–622. doi: 10.1055/s-0031-1275355

107. Samuelsen BT, Webster KE, Johnson NR, Hewett TE, Krych AJ (2017) Hamstring Autograft versus Patellar Tendon Autograft for ACL Reconstruction: Is There a Difference in Graft Failure Rate? A Meta-analysis of 47,613 Patients. *Clin Orthop Relat Res* 475:2459–2468. doi: 10.1007/s11999-017-5278-9
108. Sandamas P, Gutierrez-Farewik EM, Arndt A (2020) The relationships between pelvic range of motion, step width and performance during an athletic sprint start. *J Sports Sci* 38:2200–2207. doi: 10.1080/02640414.2020.1776914
109. Sanford BA, Williams JL, Zucker-Levin A, Mihalko WM (2016) Asymmetric ground reaction forces and knee kinematics during squat after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee* 23:820–825. doi: 10.1016/j.knee.2015.11.001
110. Shelbourne KD, Gray T, Haro M (2009) Incidence of Subsequent Injury to Either Knee Within 5 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Patellar Tendon Autograft. *Am J Sports Med* 37:246–251. doi: 10.1177/0363546508325665
111. Shen L, Jin ZG, Dong QR, Li LB (2018) Anatomical risk factors of anterior cruciate ligament injury. *Chin Med J (Engl)* 131:2960–2967. doi: 10.4103/0366-6999.247207
112. Sitler M, Ryan J, Hopkinson W, Wheeler J, Santomier J, Kolb R, Polley D (1990) The efficacy of a prophylactic knee brace to reduce knee injuries in football: A prospective, randomized study at West Point. *Am J Sports Med* 18:310–315. doi: 10.1177/036354659001800315
113. Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, Slaughterbeck JR, Hashemi J, Shultz S, Beynon BD (2012) Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health* 4:69–78. doi: 10.1177/1941738111428281
114. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D’ambrosia R (1987) The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 15:207–213. doi: 10.1177/036354658701500302
115. Somerson JS, Isby IJ, Hagen MS, Kweon CY, Gee AO (2019) The menstrual cycle may affect anterior knee laxity and the rate of anterior cruciate ligament rupture a systematic review and meta-analysis. *JBJS Rev* 7:e2. doi: 10.2106/JBJS.RVW.18.00198
116. Song Y, Li L, Hughes G, Dai B (2021) Trunk motion and anterior cruciate ligament injuries: a narrative review of injury videos and controlled jump-landing and cutting tasks. *Sport Biomech* 1–19. doi: 10.1080/14763141.2021.1877337
117. Souryal TO, Freeman TR (1993) Intercondylar notch size and anterior cruciate ligament injuries in athletes. A prospective study. *Am J Sports Med* 21:535–539. doi: 10.1177/036354659302100410

118. Srinivasan D, Tengman E, Häger CK (2018) Increased movement variability in one-leg hops about 20 years after treatment of anterior cruciate ligament injury. *Clin Biomech* 53:37–45. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.02.003
119. Sterett WI, Briggs KK, Farley T, Steadman JR (2006) Effect of functional bracing on knee injury in skiers with anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective cohort study. *Am J Sports Med* 34:1581–1585. doi: 10.1177/0363546506289883
120. Szlachta G, Gnat R, Biały M (2021) Reliability of 3D measurement of pelvic and lower limb kinematics during two single leg landing tasks. *Biomed Hum Kinet* 13:73–80. doi: 10.2478/bhk-2021-0010
121. Taylor JB, Ford KR, Nguyen AD, Shultz SJ (2016) Biomechanical Comparison of Single- and Double-Leg Jump Landings in the Sagittal and Frontal Plane. *Orthop J Sport Med* 4:1–9. doi: 10.1177/2325967116655158
122. Taylor JB, Ford KR, Schmitz RJ, Ross SE, Ackerman TA, Shultz SJ (2018) Sport-specific biomechanical responses to an ACL injury prevention programme: A randomised controlled trial. *J Sports Sci* 36:2492–2501. doi: 10.1080/02640414.2018.1465723
123. Teng PSP, Kong PW, Leong KF (2017) Effects of foot rotation positions on knee valgus during single-leg drop landing: Implications for ACL injury risk reduction. *Knee* 24:547–554. doi: 10.1016/j.knee.2017.01.014
124. Thomeé R, Kaplan Y, Kvist J, Myklebust G, Risberg MA, Theisen D, Tsepis E, Werner S, Wondrasch B, Witvrouw E (2011) Muscle strength and hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 19:1798–1805. doi: 10.1007/s00167-011-1669-8
125. Tsuda E, Ishibashi Y, Okamura Y, Toh S (2003) Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 11:63–67. doi: 10.1007/s00167-002-0338-3
126. Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Komatsu T, Tokuya S (2001) Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. *Am J Sports Med* 29:83–87. doi: 10.1177/03635465010290011801
127. Wang HM, Shultz SJ, Ross SE, Henson RA, Perrin DH, Schmitz RJ (2020) ACL Size and Notch Width Between ACLR and Healthy Individuals: A Pilot Study. *Sports Health* 12:61–65. doi: 10.1177/1941738119873631
128. Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK (2014) Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 42:641–647. doi: 10.1177/0363546513517540

129. Webster KE, Hewett TE (2019) What is the Evidence for and Validity of Return-to-Sport Testing after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med* 49:917–929. doi: 10.1007/s40279-019-01093-x
130. Welling W, Benjaminse A, Seil R, Lemmink K, Zaffagnini S, Gokeler A (2018) Low rates of patients meeting return to sport criteria 9 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective longitudinal study. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 26:3636–3644. doi: 10.1007/s00167-018-4916-4
131. Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD (2016) Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 44:1861–1876. doi: 10.1177/0363546515621554
132. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Borsa PA (2006) Measurement and evaluation of dynamic joint stability of the knee and ankle after injury. *Sport Med* 36:393–410. doi: 10.2165/00007256-200636050-00003
133. Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D (2020) Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. A literature review. *Int J Environ Res Public Health* 17:1–17. doi: 10.3390/ijerph17218208
134. Wilk KE, Macrina LC, Cain EL, Dugas JR, Andrews JR (2012) Recent Advances in the Rehabilitation of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *J Orthop Sport Phys Ther* 42:153–171. doi: 10.2519/jospt.2012.3741
135. Wojtys EM, Huston LJ (1994) Neuromuscular Performance in Normal and Anterior Cruciate Ligament-Deficient Lower Extremities. *Am J Sports Med* 22:89–104. doi: 10.1177/036354659402200116
136. Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR (1994) Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. *J Athl Train* 29:343–6
137. Wu G, Cavanagh PR (1995) ISB Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. *J Biomech* 28:1257–1261. doi: 10.1016/0021-9290(95)00017-C
138. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D’Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I (2002) ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 35:543–548. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00222-6
139. Xie X, Liu X, Chen Z, Yu Y, Peng S, Li Q (2015) A meta-analysis of bone-patellar tendon-bone autograft versus four-strand hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 22:100–110. doi: 10.1016/j.knee.2014.11.014

140. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjær M, Aagaard P (2009) Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med* 37:1967–1973. doi: 10.1177/0363546509335000
141. Zebis MK, Andersen LL, Brandt M, Myklebust G, Bencke J, Lauridsen HB, Bandholm T, Thorborg K, Hölmich P, Aagaard P (2016) Effects of evidence-based prevention training on neuromuscular and biomechanical risk factors for ACL injury in adolescent female athletes: A randomised controlled trial. *Br J Sports Med* 50:552–557. doi: 10.1136/bjsports-2015-094776
142. Żuk M, Trzeciak M (2016) Anatomical protocol for gait analysis: joint kinematics measurement and its repeatability. *J Theor Appl Mech* 55:369–376. doi: 10.15632/jtam-pl.55.1.369

8. Aneks 1

Protokół fizjoterapii pacjenta kliniki chirurgii endoskopowej po przeprowadzonym zabiegu rekonstrukcji WKP.

Etap rehabilitacji	Cele usprawniania
Etap I bezpośredni okres pooperacyjny (do 2 tygodni od zabiegu)	<ul style="list-style-type: none">• Stworzenie optymalnych warunków do gojenia się zrekonstruowanych struktur• Względne unieruchomienie i ograniczenie aktywności• Utrzymanie pełnego wyprostów w stawie kolanowym• Zablokowanie ortezy w pełnym wyproście na noc• Stosowanie kul łokciowych (obciążanie ciężarem ciała do granicy tolerancji pacjenta)• Zmniejszenie dolegliwości bólowych i obrzęku• Wspomaganie pompy mięśniowej (zgięcie/wyprost stawu skokowego)• Elewacja kończyny• Krioterapia• Stopniowe zwiększanie zakresu ruchu zgięcia• CPM - jeśli jest możliwość• Poprawa aktywności mięśni odpowiedzialnych za dynamiczną stabilność stawu kolanowego• Unoszenie wyprostowanej kończyny dolnej• Wzmacnianie mięśnia czworogłowego uda (nauka kokontrakcji)• Stopniowe obciążanie operowanej kończyny• Miniprzysiady w zakresie wolnym od dolegliwości bólowych/dyskomfortu• Edukacja pacjenta• Ustalenie celów krótko i długoterminowych• Książeczka z ćwiczeniami do domu
Etap II wczesna faza rehabilitacji (2 - 4 tygodni od zabiegu)	<ul style="list-style-type: none">• Utrzymanie pełnego biernego zakresu ruchu wyprostów stawu kolanowego• Stopniowe odstawienie ortezy i kul (około 4 tygodnie od zabiegu)• Autostretching mięśni tylnej grupy uda• Odtworzenie prawidłowego ślizgu rzepkowo-udowego• Mobilizacje rzepki• Taping sztywny – korekcja ustawienia rzepki• Stopniowe zwiększanie biernego zakresu ruchu stawu kolanowego > 90 zgięcia• Praca na tkankach miękkich/bliznach• Rower stacjonarny• Ćwiczenia mięśni kończyny dolnej, trening czucia głębokiego• Wzmacnianie mięśnia czworogłowego uda, mięśni kulszowo-goleniowych (półprzysiady, w wypadzie w przód/bok)• Nauka chodu/bieżnia• Ćwiczenia mięśni kończyny dolnej/trening czucia głębokiego• Ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym• Wzmacnianie kończyny nieoperowanej

	<ul style="list-style-type: none"> • Nauka poczucia prawidłowej pozycji kończyny dolnej i poczucia pozycji w stawie kolanowym • Ćwiczenia na niestabilnym podłożu (poduszki sensomotoryczne, platformy równoważne, platforma Biodex, Redcord) • Steper • Zapobieganie obrzękom wtórnym • Krioterapia, elewacja, kompresja, kinesiotaping
Etap III kontrolowana rehabilitacja (4 - 13 tygodni od zabiegu)	<ul style="list-style-type: none"> • Odtworzenie pełnego zakresu ruchu stawu kolanowego (0° - 125°) • Poprawa parametrów siłowych kończyny dolnej • Odtworzenie propriocepcji, równowagi i kontroli nerwowo-mięśniowej • Odtworzenie funkcji kończyny dolnej, podniesienie poziomu pewności pacjenta • Progresja ćwiczeń izometrycznych mięśnia czworogłowego uda • Ćwiczenia mięśni kulszowo-goleniowych • Ćwiczenia stawu biodrowego • Chód z przeszkodami, schody • Przysiady - progresja • Przysiady w wykroku • Basen (blizny) • Ćwiczenia równoważne • Rowerek • Badanie funkcjonalne
Etap IV przygotowanie do aktywności fizycznej (13 - 22 tygodni od zabiegu)	<ul style="list-style-type: none"> • Wprowadzenie programu rehabilitacji/treningu w oparciu o wyniki badania funkcjonalnego • Pełny powrót do aktywności fizycznej/sportowej • Maksymalizacja możliwości siłowych kończyny operowanej • Optymalizacja poziomu kontroli nerwowo-mięśniowej w porównaniu do kończyny nieoperowanej • Progresja ćwiczeń siłowych dla kończyny operowanej • Progresja ćwiczeń kontroli nerwowo-mięśniowej • Bieganie • Ćwiczenia specyficzne dla danej dyscypliny/aktywności fizycznej
Etap V powrót do pełnej aktywności fizycznej (po 22 tygodniach od zabiegu)	<ul style="list-style-type: none"> • Badanie funkcjonalne (6 miesiąc od zabiegu) • Badanie funkcjonalne (12 miesiąc od zabiegu)