

Akademia Wychowania Fizycznego
im. Jerzego Kukuczki w Katowicach
Wydział Wychowania Fizycznego

Filip Humpa

WPLYW TRENINGU PROSTOWNIKÓW STAWU
KOLANOWEGO NA JEGO STABILNOŚĆ U OSÓB PO
REKONSTRUKCJI WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor

dr hab. Krzysztof Ficek prof. nadzw. AWF

Katowice 2019

Spis treści

1. Wstęp	4
1.1. Wprowadzenie do problematyki pracy	4
1.2. Anatomia stawu kolanowego	6
1.3. Biomechanika stawu kolanowego	18
1.4. Epidemiologia, mechanizmy i typy uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego ...	24
1.5. Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego	26
1.6. Rehabilitacja po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego	28
2. Przegląd literatury	34
2.1. Przegląd badań w zakresie wpływu rodzaju łańcucha kinematycznego na przednią stabilność stawu kolanowego	34
2.2. Przegląd badań w zakresie wpływu rodzaju łańcucha kinematycznego na siłę prostowników stawu kolanowego	36
2.3. Przegląd badań w zakresie wpływu rodzaju łańcucha kinematycznego na ból i poczucie jakości funkcjonowania stawu kolanowego	36
3. Cel badań i hipotezy badawcze	44
3.1. Pytania badawcze	44
3.2. Hipotezy badawcze	45
4. Materiał, metody oraz narzędzia badawcze	46
4.1. Materiał badany	46
4.2. Program treningowy	47
4.3. Program badań	56
4.4. Metody statystyczne	61
5. Wyniki badań	63
5.1. Analizy wstępne	63

5.2	Analiza dynamiki zmienności danych pomiarowych w obydwu badanych grupach	66
5.3	Analiza wpływu treningu oporowego prostowników stawu kolanowego, wykonywanego w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym na przednią stabilność stawu kolanowego	82
5.4	Analiza wpływu treningu prostowników stawu kolanowego wykonywanego jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym na przednią stabilność stawu kolanowego	84
5.5	Analiza międzygrupowa wpływu treningu oporowego prostowników stawu kolanowego wykonywanego w zamkniętym i otwartym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym na przednią stabilność stawu kolanowego	86
5.6	Analiza wpływu treningu oporowego prostowników stawu kolanowego, wykonywanego w zamkniętym i otwartym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, na maksymalny moment siły prostowników i zginaczy tego stawu	87
5.7	Analiza wpływu treningu prostowników stawu kolanowego, wykonywanego w zamkniętym i otwartym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, na ból i poczucie jakości funkcjonowania tego stawu	97
6.	Dyskusja	102
7.	Podsumowanie	111
8.	Wnioski	112
	Streszczenie	113
	Summary	115
	Spis rycin, tabel i wykresów	117
	Piśmiennictwo	123
	Załączniki	140

WYKAZ PODSTAWOWYCH SKRÓTÓW PRZYJĘTYCH W PRACY

WKP – więzadło krzyżowe przednie

OŁK – otwarty łańcuch kinematyczny

PSSK – przednia stabilność stawu kolanowego

ZŁK – zamknięty łańcuch kinematyczny

WKT – więzadło krzyżowe tylne

ZiOŁK – zamknięty i otwarty łańcuch kinematyczny

IKDC – ang. 2000 International Knee Documentation Comitee Subjective Knee Evaluation Form

CPM – ang. continuous passive motion

RM – maksymalne powtórzenie (ang. repetition maximum)

VAS – ang. Visual Analog Scale

NRS – ang. Numeric Rating Scale

Lysholm – ang. Lysholm Knee Scoring Scale

Tegner – ang. Tegner Activity Level Scale

Hughston – ang. Hughston clinic subjective knee questionnaire

AKPS – ang. Anterior Knee Pain Scale

KOOS – ang. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score

Nm – niutonometr

MVC – ang. Maximal Voluntary Contraction

sd – odchylenie standardowe (ang. standard deviation)

ICC – ang. intraclass correlation coefficient

1. Wstęp

Po dolegliwościach bólowych kręgosłupa, urazy stawu kolanowego są najczęstszym problemem układu mięśniowo-szkieletowego, z którym zgłaszają się pacjenci (van Grinsven i wsp. 2010). Ze względu na fakt, iż więzadło krzyżowe przednie (WKP) jest pierwszorzędowym stabilizatorem stawu kolanowego, jego uszkodzenie może prowadzić do funkcjonalnej niestabilności, a co za tym idzie do nawracających skręceń i przedwczesnych zmian zwyrodnieniowych (Arastu i wsp. 2015, Kersh i wsp. 2015). Dwie trzecie pacjentów, początkowo leczonych zachowawczo, skłania się ostatecznie do wyboru leczenia operacyjnego (Strehl i Egli 2007). Rekonstrukcja WKP jest obecnie uznawana za złoty standard leczenia, szczególnie u osób młodych i sportowców, którzy chcą powrócić do aktywności sportowej na wysokim poziomie (Delincé i wsp. 2012).

1.1. Wprowadzenie do problematyki pracy

Pomimo istnienia protokołów postępowania rehabilitacyjnego po rekonstrukcji WKP, proces rehabilitacji jest zindywidualizowany i dostosowany do potrzeb pacjenta. Różnice dotyczą: intensywności, tempa i metodyki usprawniania, a uzależnione są przede wszystkim od: techniki operacyjnej, czasu jaki minął od urazu, współistniejących uszkodzeń, wieku, rodzaju aktywności i sprawności fizycznej pacjenta oraz jego motywacji i znajomości programu usprawniania. W procesie rehabilitacji można wyróżnić kilka etapów:

- przygotowanie do operacji,
- faza ostra, trwająca około 10 dni od operacji,
- faza powrotu funkcji stawu, trwająca do końca 2 miesiąca po operacji,
- okres przygotowania i stopniowego powrotu do aktywności rekreacyjnej i sportowej,
- zakończenie leczenia, które następuje pomiędzy 6 a 12 miesiącem po operacji.

Bardzo wiele składowych elementów fizjoterapii, prowadzonej u pacjentów przed i po rekonstrukcji WKP, wciąż pozostaje niezbadanych lub też konkluzje badających są niejednoznaczne. Jednym z tych kontrowersyjnych aspektów są ćwiczenia oporowe prostowników stawu kolanowego w otwartym łańcuchu kinematycznym (OŁK). Na początku lat 90 dwudziestego wieku pojawiły się doniesienia naukowe, z których wynikało, że ćwiczenia te mogą powodować pogorszenie wydolności przeszczepu, a to może wpływać na pogorszenie przedniej stabilności stawu kolanowego (PSSK). Wyniki te sugerowały

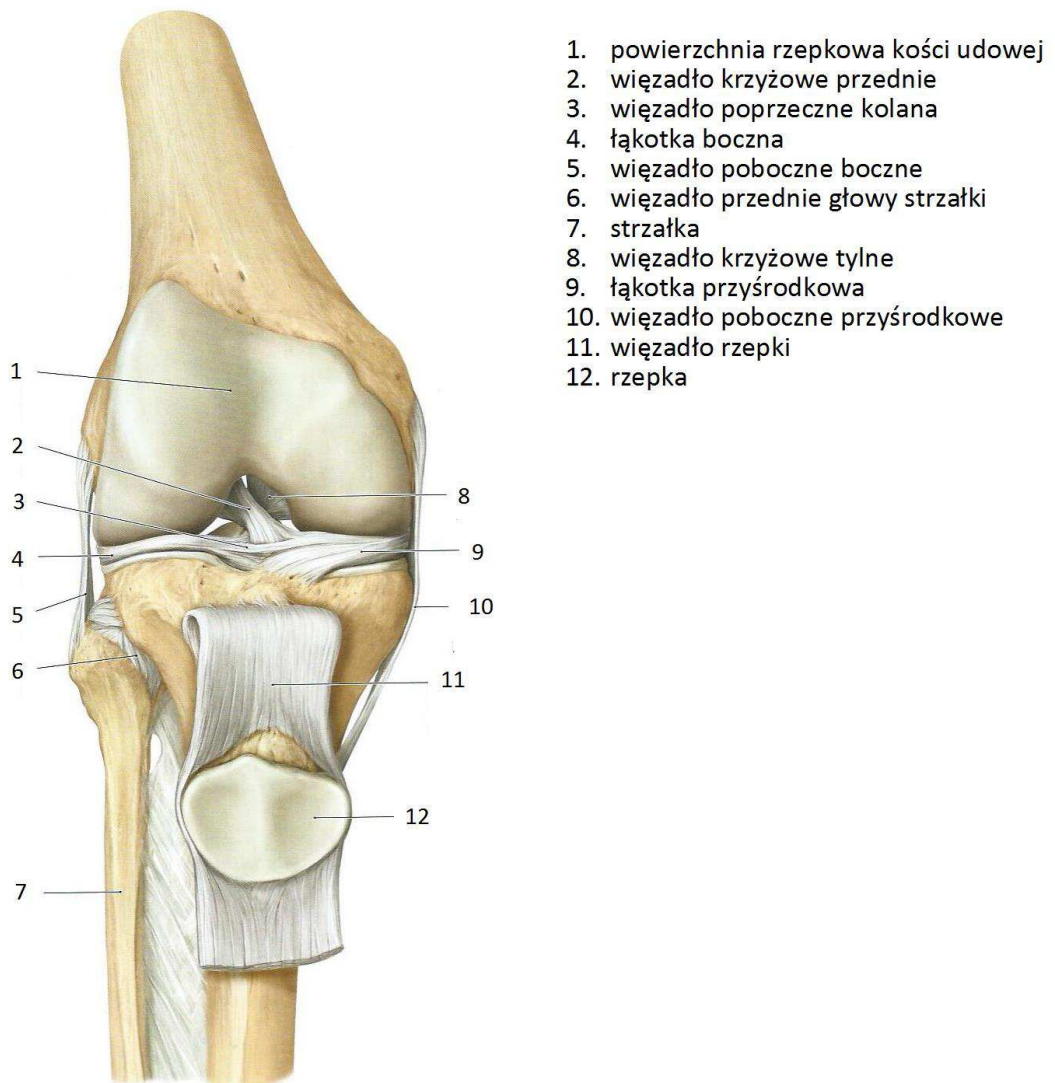
fizjoterapeutom, że w procesie rehabilitacyjnym należy unikać ćwiczeń w OŁK (Bynum i wsp. 1995, Markolf i wsp. 1990, Yack i wsp. 1993). Ci sami autorzy sugerowali natomiast, że ćwiczenia oporowe prostowników stawu kolanowego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (ZŁK) nie wydają się wpływać negatywnie na stabilność stawu kolanowego i zaleca się ich wprowadzanie tak wcześnie, jak pozwalają na to procesy zapalne i stan pacjenta. Niemniej jednak, ruch kończyny dolnej w OŁK jest integralną częścią aktywności, nie tylko rekreacyjnej czy sportowej, ale także codziennej, jak przykładowo chodzenie (Cordeiro i wsp. 2015). Stąd wniosek, że ćwiczenia oporowe prostowników w OŁK powinny być uwzględnione w postępowaniu rehabilitacyjnym (Jewiss i wsp. 2017).

Do dzisiejszego dnia nie ma jednoznacznych dowodów na to, że ćwiczenia te mogą być szkodliwe dla przeszczepu. Nie ma także jednoznacznej odpowiedzi na pytania: kiedy powinno się wprowadzać je do protokołu pooperacyjnego oraz jakie obciążenia można uznać za bezpieczne. Ponadto, większość badań porównywała osobno ćwiczenia wykonywane w OŁK z ćwiczeniami wykonywanymi w ZŁK, jedynie Mikkelsen i wsp. (2000) porównywali trening wykonywany jedynie w ZŁK z treningiem wykorzystującym oba typy łańcucha kinematycznego (Glass i wsp. 2010, Jewiss i wsp. 2017).

Ze względu na brak konkluzyjnych wyników badań, postępowanie rehabilitacyjne u pacjentów po rekonstrukcji WKP, wciąż w dużej mierze oparte jest na doświadczeniu i subiektywnej ocenie fizjoterapeuty. Dokładniejsza wiedza naukowa na tym polu może przyczynić się do zwiększenia bezpieczeństwa stosowanych protokołów, zmniejszenia ryzyka rozciągnięcia przeszczepu, a także do szybszego powrotu pacjenta do pełnej sprawności. Ten ostatni aspekt dotyczy przede wszystkim sportowców wysokiego wyczynu, u których każdy dzień wyłączenia z rywalizacji ma liczne, negatywne skutki, nie tylko w ujęciu medycznym i sportowym, ale także ekonomicznym.

1.2. Anatomia stawu kolanowego

Staw kolanowy (*lac. articulatio genus*) jest największym stawem człowieka. Kwalifikowany jest jako staw zawiasowo-obrotowy lub staw zawiasowy zmodyfikowany. Jego szkielet kostny stanowią: nasada dalsza kości udowej, nasada bliższa kości piszczelowej oraz rzepka, które tworzą dwa stawy: rzepkowo-udowy oraz udowo-piszczelowy (ryc. 1). Oba stawy otacza wspólna torebka stawowa, a ich jamy stawowe mają bezpośredni kontakt ze sobą (Bochenek i Reicher 2007, Fu i wsp. 1993).



Ryc. 1. Budowa prawego stawu kolanowego, widok od przodu (Gilroy 2011).

Budowa stawu kolanowego

Powierzchnię stawową wypukłą (głowę stawu) tworzą kłykcie kości udowej, których krzywizna w płaszczyźnie strzałkowej ma większy promień w części przedniej. Krzywa powierzchni stawowych zatacza łuk o formie zbliżonej do spirali. Fakt ten powoduje, iż przednia część powierzchni stawowych jest bardziej spłaszczona, a tylna mocniej zakrzywiona. Umożliwia to ruchy obrotowe kości piszczelowej przy zgiętym stawie kolanowym. Kłykiec boczny jest mniejszy i niższy od kłykcia przyśrodkowego. Z przodu powierzchnie stawowe obu kłykci kości udowej połączone są powierzchnią rzepkową, natomiast z tyłu kłykcie oddziela dół międzykłykciowy. Powyżej kłykci kości udowej występują jednoimienne nadkłykcie (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Panewkę stawu kolanowego tworzą powierzchnie stawowe spoczywające na dwóch kłykciach kości piszczelowej: bocznym i przyśrodkowym oraz powierzchnia stawowa rzepki. Powierzchnia stawowa kłykcia przyśrodkowego jest większa, głębsza i bardziej owalna, a kłykcia bocznego mniejsza, płytsza i bardziej trójkątna. Powierzchnie te oddziela wyniosłość międzykłykciowa, którą od strony bocznej i przyśrodkowej ograniczają dwa guzki międzykłykciowe, od tyłu - pole międzykłykciowe tylne, które stanowi przyczep więzadła krzyżowego tylnego (WKT), a od przodu - pole międzykłykciowe przednie, które jest miejscem przyczepu WKP. Panewka jest trzykrotnie mniejsza od głowy stawu. Same powierzchnie stawowe pokryte są grubą (3-6,5 mm) chrząstką szklistą (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Rzepka, tworząca przednią część stawu rzepkowo-udowego, jest spłaszczona i trójkątna. Posiada wierzchołek oraz trzy brzegi: górny, boczny i przyśrodkowy, a także dwie powierzchnie stawowe: przednią i tylną. Jej rolą jest między innymi ochrona stawu kolanowego od przodu, a także zmniejszenie tarcia pomiędzy ścięgnem mięśnia czworogłowego uda, a kością udową i piszczelową (Woo i wsp. 1999, Bochenek i Reicher 2007).

Łąkotki

Powierzchnie stawowe kości stawu udowo-piszczelowego nie przylegają ściśle do siebie. Ich małe dopasowanie kompensowane jest przez dwie łąkotki: przyśrodkową i boczną (*łac. meniscus medialis et lateralis*), które zbudowane są z tkanki chrzęstnej włóknistej i są zrośnięte z torebką stawową (ryc. 1). Łąkotki przejmują około jednej trzeciej obciążenia kłykci, a także biorą udział w równomiernym rozkładaniu sił nacisku w stawie i poprawiają

jego stabilność poprzez pogłębienie powierzchni stawowej panewki. Łąkotka boczna jest krótsza oraz bardziej zakrzywiona, a także cechuje się większą mobilnością w stosunku do łąkotki przyśrodkowej (Babu i wsp. 2016).

Torebka stawowa i kaletki

Torebka stawowa zbudowana jest z błony włóknistej, a swoimi przyczepami przekracza granicę chrząstki stawowej - od przodu na kości piszczelowej i z tyłu na kości strzałkowej. W części górnej przyczepia się powyżej rzepki, z tyłu natomiast sięga do przyczepu mięśnia brzuchatego łydki. W części bocznej rozciąga się ona ku dołowi, od nadkłykcia bocznego kości udowej do brzegu bocznego łąkotki bocznej, co stanowi jej przyczep dolny. Błona maziowa torebki, stanowiąca właściwą torebkę stawową, wyściela wewnętrzną powierzchnię błony włóknistej i tworzy liczne fałdy (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

W okolicy kolanowej znajdują się liczne kaletki. Część kałek łączy się na stałe z jamą stawu kolanowego, inne wykazują nieregularne połączenie, a jeszcze inne w ogóle nie mają bezpośredniego połączenia ze stawem. Kaletki wytwarzają maź, której funkcją jest:

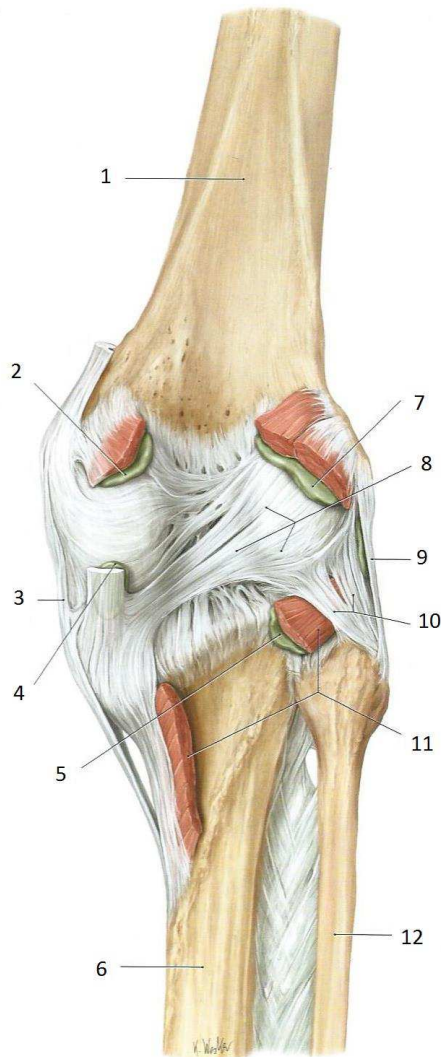
- zmniejszenie tarcia pomiędzy kurczącym się mięśniem, a tkankami sąsiednimi,
- ułatwienie ślizgu i zmniejszenie tarcia pomiędzy powierzchniami stawowymi (Bochenek i Reicher 2007).

Więzadła stawu kolanowego

Stabilność mechaniczną stawu zapewniają więzadła, które dzielimy na zewnętrzne i wewnętrzne. Do więzadeł zewnętrznych zaliczamy poniżej wymienione.

Więzadło rzepki (*łac. ligamentum patellae*) - przebiega od powierzchni przedniej rzepki i jej brzegów do guzowatości kości piszczelowej (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Troczy rzepki: przyśrodkowy i boczny (*łac. retinacula patellae*) - utworzone są przez część włókien ścięgniastych głowy przyśrodkowej i bocznej mięśnia czworogłowego uda. Przebiegają od bocznej i przyśrodkowej strony rzepki, ku dołowi do powierzchni przedniej obu kłykci kości piszczelowej (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).



1. kość udowa
2. kaletka podścięgnowa przyśrodkowa mięśnia brzuchatego łydki
3. więzadło poboczne przyśrodkowe
4. kaletka mięśnia półbłoniastego
5. zachyłek dolny
6. kość piszczelowa
7. kaletka podścięgnowa boczna mięśnia brzuchatego łydki
8. więzadło podkolanowe skośne
9. więzadło poboczne boczne
10. więzadło podkolanowe łukowate
11. mięsień podkolanowy
12. strzałka

Ryc. 2. Budowa prawego stawu kolanowego, widok od tyłu (Gilroy 2011).

Troczek przyśrodkowy rzepki, zwany inaczej **więzadłem rzepkowo-udowym przyśrodkowym**, jest powszechnie uznany za podstawowy stabilizator zapobiegający bocznemu zwichnięciu rzepki. Jego długość wynosi średnio 6,5 cm. Położony jest pod przyśrodkową głową mięśnia czworogłowego uda, a jego przyczep początkowy znajduje się na brzegu przyśrodkowym rzepki, na rozpiętości około 1,7 cm. Więzadło to przebiega następnie w kierunku przyśrodkowym, przyczepiając się pomiędzy dystalnym przyczepem mięśnia przywodziciela wielkiego, a powierzchowną częścią więzadła pobocznego piszczelowego (Amis i wsp. 2003, Bochenek i Reicher 2007, Tuxoe i wsp. 2002, Woo i wsp. 1999).

Więzadło poboczne strzałkowe (*łac. ligamentum collaterale fibulare*) przebiega w formie okrągłego pęczka długości około 5 cm, od nadkłykcia bocznego kości udowej do powierzchni bocznej głowy strzałki (ryc. 1, ryc. 2). Od torebki stawowej i łąkotki bocznej oddziela je tkanka tłuszczowa. Jego główną funkcją jest ograniczanie ruchu szpotawienia stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Więzadło poboczne piszczelowe (*łac. ligamentum collaterale tibiale*) tworzy płaskie, szerokie pasmo włókniste o długości około 9 cm i szerokości około 2,5 cm, przebiegając od nadkłykcia przyśrodkowego do części przyśrodkowej kłykcia kości piszczelowej (ryc. 1, ryc. 2). Wyróżnia się dwie części tego więzadła: powierzchnną, która stanowi właściwe więzadło oraz głęboką, wchodzącą w skład przyśrodkowej części torebki stawowej. Istotny jest fakt, iż więzadło poboczne piszczelowe jest połączone włóknami z łąkotką przyśrodkową (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Więzadło podkolanowe skośne (*łac. ligamentum popliteum obliquum*) jest przedłużeniem włókien dystalnego ścięgna mięśnia półbłoniastego. Jego przyczep początkowy znajduje się na powierzchni tylnej kłykcia bocznego kości piszczelowej, a kończy się na tylnej ścianie torebki stawowej, dla której stanowi wzmocnienie (ryc. 2). Funkcją tego więzadła jest ograniczanie nadmiernego wyprostu i rotacji w stawie kolanowym, a napina się ono wraz ze skurczem mięśnia półbłoniastego (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Więzadło podkolanowe łukowate (*łac. ligamentum popliteum arcuatum*) przyczepia się od kłykcia bocznego kości udowej, a kończy wpłatając się w część środkową tylnej ściany torebki stawowej, pod więzadłem podkolanowym skośnym (ryc. 2). Troczek więzadła łukowatego to pasmo przyczepiające się do głowy strzałki, odchodzące od więzadła podkolanowego łukowatego. Funkcją tego więzadła jest wzmocnienie tylnobocznej części torebki stawowej, a wraz z mięśniem podkolanowym i więzadłem bocznym strzałkowym tworzy tak zwany zespół łukowaty (*ang. arcuate complex*) (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Więzadło przednio-boczne stawu kolanowego (*łac. ligamentum anteriolateral*) znajduje się na przednio-bocznej części stawu kolanowego i łączy kość udową z kością piszczelową. Pod względem histologicznym zbudowane jest z włóknistej tkanki łącznej o regularnym przebiegu. Tworzy odrębną strukturę u około 95% populacji. Przyczep

początkowy znajduje się na kłykcium bocznym kości udowej, nieco do przodu w stosunku do więzadła pobocznego strzałkowego (z którym częściowo się łączy) oraz w okolicach tylnej części przyczepu ścięgna mięśnia podkolanowego. Wszystkie włókna więzadła przednio-bocznego przebiegają powierzchownie i zewnątrztorbkowo. Średnia długość tego więzadła waha się od 3,8 do 4,1 cm i jest zależna od stopnia zgięcia stawu kolanowego, natomiast jego średnia szerokość mieści się w zakresie od 4 do 7 mm. Parsons i wsp. (2015) opisali funkcję więzadła przednio-bocznego, która polega na ograniczeniu przedniego przemieszczenia kości piszczelowej w stosunku do kości udowej oraz przede wszystkim rotacji wewnętrznej stawu kolanowego. Prawdopodobnie stabilizacja rotacji jest największa w zakresie od 30° do 90° zgięcia stawu kolanowego. W tym zakresie więzadło przednio-boczne i WKP mają podobną funkcję. Niezależnie od uszkodzenia WKP, obserwuje się występowanie pozytywnego testu „pivotshift” u pacjentów z uszkodzeniem 3 stopnia więzadła przednio-bocznego (Catherine i wsp. 2014, Claes i wsp. 2013, Helito i wsp. 2013).

Wieżadła wewnętrzne stawu kolanowego można podzielić w sposób przedstawiony poniżej.

Wieżadło krzyżowe przednie (*lac. ligamentum cruciatum anterius*) przyczepia się początkowo na powierzchni wewnętrznej kłykcium bocznego kości udowej, skąd biegnie skośnie do przodu i przyśrodkowo do swojego przyczepu dalszego znajdującego się w polu międzykłykciowym przednim kości piszczelowej (ryc. 1, ryc. 2). Niektórzy autorzy wyróżniają dwa pęczki tego więzadła (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999):

- pęczek przednio-przyśrodkowy (dłuższy i cieńszy),
- pęczek tylnoboczny (krótszy i grubszy).

Pęczek przednio-przyśrodkowy ma średnio 6-7 mm, a pęczek tylnoboczny 5-6 mm szerokości. Przyczep piszczelowy jest wspólny dla obu pęczków WKP, natomiast przyczepiają się one oddzielnie do powierzchni wewnętrznej kłykcium bocznego kości udowej w okolicy kresy międzykrętarzowej bocznej i kresy rozdwojonej bocznej (Bochenek i Reicher 2007, Domnick i wsp. 2016, Woo i wsp. 1999). Pęczkowa budowa WKP została jednak zakwestionowana w 2015 roku przez Śmigielskiego i wsp. W swoich badaniach, przeprowadzonych na 111 stawach kolanowych wykazali oni, iż WKP swoją budową przypomina stanowiącą całość taśmę lub wstęgę. Ponadto WKP ma 3,1-3,8 cm długości i 10-12 mm szerokości i jest pierwszorzędowym stabilizatorem przedniego przemieszczenia kości piszczelowej w stosunku do kości udowej w płaszczyźnie strzałkowej (Domnick i wsp. 2016).

Więzadło krzyżowe tylne (*lac. ligamentum cruciatum posterius*) przyczepia się początkowo na powierzchni wewnętrznej kłykcia przyśrodkowego kości udowej, skąd biegnie skośnie w dół i bocznie do swojego przyczepu dalszego znajdującego się w polu międzykłykciowym tylnym na kości piszczelowej (ryc. 1, ryc. 2). WKT tworzą 3 pęczki (Woo i wsp. 1999, Bochenek i Reicher 2007):

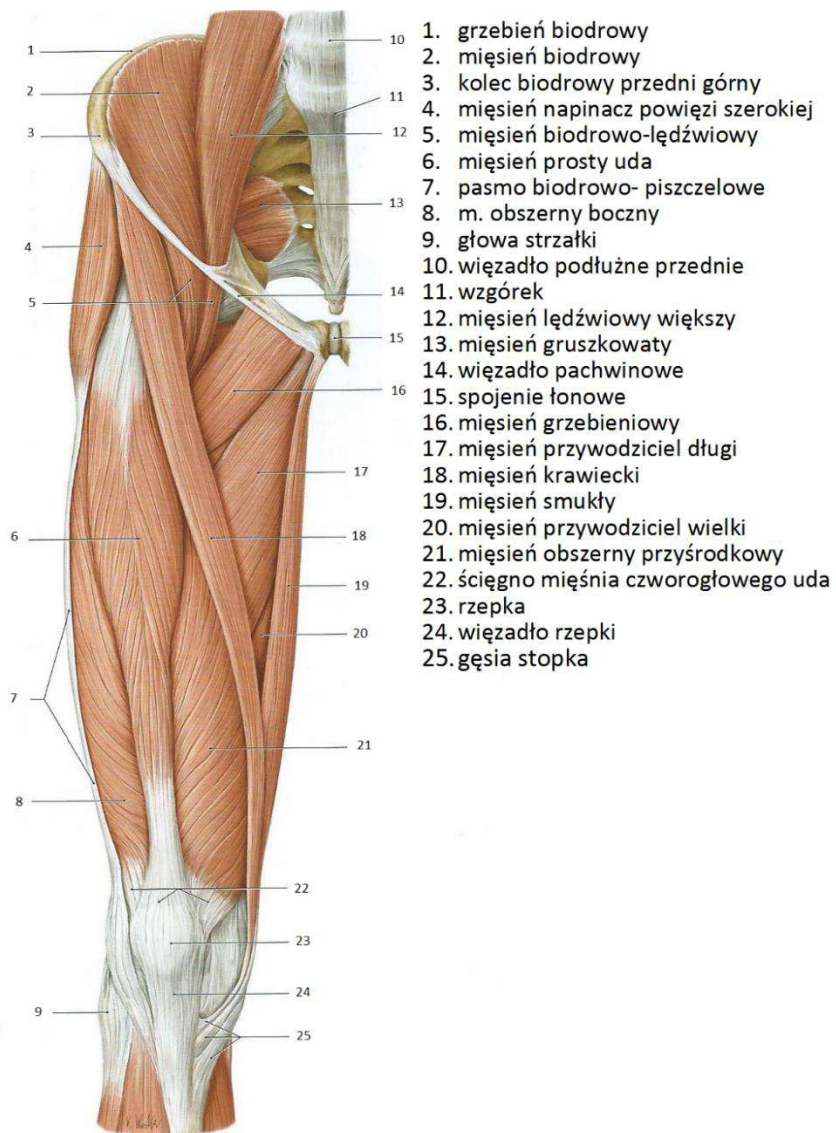
- powierzchowny piszczelowo-udowy,
- głęboki piszczelowo-udowy,
- łąkotkowo-udowy.

Górną oraz przednią stronę części dolnej WKT pokrywa błona maziowa, natomiast jego powierzchnia tylna jest oddzielona od warstwy włóknistej torebki stawowej. Średnia długość tego więzadła to 3,8 cm, a szerokość 1,3 cm. WKT jest o około 50% szersze niż WKP (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Więzadło poprzeczne kolana (*lac. ligamentum transversus genus*) łączy obie łąkotki, przyczepiając się do ich najdalej do przodu wysuniętych punktów w części tylnej (Bochenek i Reicher 2007, Woo i wsp. 1999).

Mięśnie działające na staw kolanowy

Mięśnie stanowią istotny element zapewniający prawidłową funkcję stawu kolanowego. Jakość i skoordynowanie ich pracy wpływają bezpośrednio na dynamiczną stabilizację tego stawu zarówno w czasie spoczynku, jak i podczas ruchu w stawie. Głównym czynnikiem umożliwiającym funkcję ruchową jest siła mięśniowa (Bochenek i Reicher 2007, Escamilla i wsp. 1998, Frontera i Ochala 2015). Wyróżnia się szereg mięśni związanych funkcjonalnie ze stawem kolanowym (ryc. 3 i 4).



Ryc. 3. Mięśnie prawego stawu kolanowego, widok od przodu (Gilroy 2011).

Mięsień napinacz powięzi szerokiej (*łac. musculus tensor fasciae latae*) położony jest na bocznej stronie uda, powierzchownie (ryc. 3). Przyczep początkowy tworzą włókna ścięgna ulokowane na kolcu biodrowym przednim górnym i powięzi pośladkowej. Jego włókna biegną następnie równolegle ku dołowi i nieco ku tyłowi kończąc się na kłykcium bocznym kości piszczelowej. Mięsień ten ma wpływ zarówno na staw kolanowy, jak i na staw biodrowy. Ustala on wyprostowany staw kolanowy, a zgięty zgina jeszcze silniej. Natomiast w odniesieniu do stawu biodrowego bierze udział w jego zginaniu, rotacji do wewnątrz i odwiedzeniu (Bochenek i Reicher 2007).

Mięsień krawiecki (*łac. musculus sartorius*) jest najdłuższym mięśniem ciała ludzkiego. Przyczep początkowy znajduje się na kolcu biodrowym przednim górnym (ryc. 3).

Włókna przebiegają skośnie ku dołowi, potem do tyłu od nadkłykcia przyśrodkowego kości udowej, po czym przyczepiają się do powięzi goleni oraz poniżej, przyśrodkowo od guzowatości piszczeli. Razem z przyczepami mięśnia smukłego i półścięgnistego tworzą tak zwaną gęsią stopkę (*łac. pes anserinus*). Mięsień ten zgina staw kolanowy oraz rotuje piszczel do wewnątrz (Bochenek i Reicher 2007).

Mięsień czworogłowy uda (*łac. musculus quadriceps femoris*) jest najsilniejszym prostownikiem stawu kolanowego, a w jego skład wchodzi mięśnie: prosty uda, obszerny boczny, obszerny pośredni, obszerny przyśrodkowy oraz odkryty w ostatnich latach naprężacz mięśnia obszernego pośredniego (ryc. 3) (Grob i wsp. 2016, Konishi i wsp. 2002).

Mięsień prosty uda (*łac. musculus rectus femoris*) przebiega od kolca biodrowego przedniego dolnego i górnego brzegu panewki stawu biodrowego ku dołowi, przechodząc następnie we wspólne ścięgno końcowe przyczepiające się do podstawy rzepki. Oprócz oddziaływania na staw kolanowy, mięsień ten zgina także staw biodrowy (Bochenek i Reicher 2007, Konishi i wsp. 2002).

Mięsień obszerne boczny (*łac. musculus vastus lateralis*) jest najsilniejszą częścią mięśnia czworogłowego uda. Rozpoczyna się na: krętarzu większym, kresie międzykrętarzowej i wardze bocznej kresy chropawej kości udowej oraz przegrodzie międzymięśniowej bocznej uda. Włókna biegną ku dołowi i przyśrodkowo przechodząc bocznie do podstawy rzepki, tworząc wspólne ścięgno końcowe (Bochenek i Reicher 2007, Konishi i wsp. 2002).

Mięsień obszerne przyśrodkowy (*łac. musculus vastus medialis*) położony jest na przednio-przyśrodkowej stronie uda. Przyczep początkowy znajduje się na wardze przyśrodkowej kresy chropawej kości udowej, a włókna przebiegają następnie przyśrodkowo do podstawy rzepki, tworząc wspólne ścięgno końcowe (Konishi i wsp. 2002, Bochenek i Reicher 2007).

Mięsień obszerne pośredni (*łac. musculus vastus intermedius*) jest przykryty mięśniem prostym uda i częściowo zrośnięty z pozostałymi głowami mięśnia czworogłowego uda. Przyczep początkowy znajduje się na przedniej i bocznej powierzchni trzonu kości udowej, a włókna tego mięśnia przebiegają następnie równolegle ku dołowi do podstawy rzepki, tworząc wspólne ścięgno końcowe. Najgłębszą warstwę tego mięśnia tworzy **mięsień stawowy kolana** (*łac. musculus articularis genu*), którego funkcją jest napinanie torebki

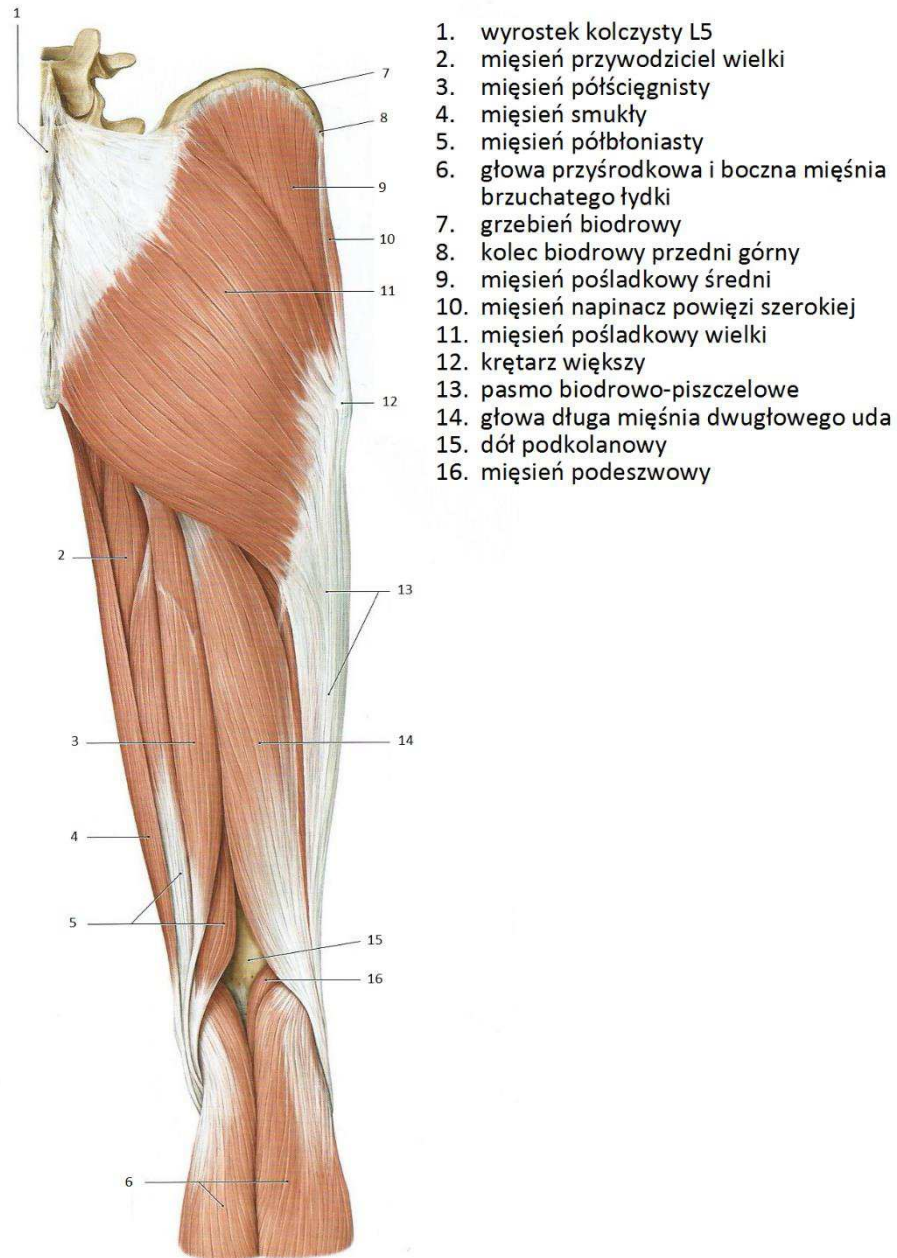
stawowej podczas ruchu prostowania stawu kolanowego (Bochenek i Reicher 2007, Konishi i wsp. 2002).

Naprężacz mięśnia obszernego pośredniego (*łac. tensor vastus intermedius*) jest piątą głową mięśnia czworogłowego uda, odkrytą w 2016 roku przez Groba i wsp. Jego przyczep początkowy znajduje się na górnej, bocznej stronie kości udowej, pomiędzy mięśniami obszernym bocznym i obszernym pośrednim. Sam brzusiec jest krótki i przechodzi w długie ścięgno, które biegnąc w dół współtworzy ścięgno mięśnia czworogłowego uda przyczepiające się do rzepki (Grob i wsp. 2016).

Mięsień smukły (*łac. musculus gracilis*) ma swój przyczep początkowy na gałęzi dolnej kości łonowej i gałęzi kości kulszowej (ryc. 3). Następnie jego włókna biegną ku dołowi, przechodząc w długie, cienkie ścięgno w dolnej trzeciej części uda, które przyczepia się na kości piszczelowej tworząc gęsią stopkę. Czynność tego mięśnia polega na zginaniu stawu kolanowego (Bochenek i Reicher 2007, Keays i wsp. 2001).

Mięsień pośladkowy wielki (*łac. musculus gluteus maximus*) jest mięśniem o dużej powierzchni, przypominającym romb (ryc. 4). Przyczep początkowy przebiega wzdłuż długiej linii i znajduje się na: powięzi piersiowo-łędźwiowej, części pośladkowej talerza kości biodrowej, bocznym brzegu kości krzyżowej oraz więzadło krzyżowo-guzowym. Włókna tego mięśnia przebiegają prawie równoległe ku dołowi i do boku wplatając się w pasmo biodrowo-piszczelowe i przyczepiając się do guzowatości pośladkowej kości udowej. Mięsień pośladkowy wielki jest najsilniejszym prostownikiem stawu biodrowego, lecz poprzez swoje przyczepy na powięzi szerokiej uda, wpływa także na utrzymanie wyprostu stawu kolanowego (Bochenek i Reicher 2007).

Mięsień półbłoniasty (*łac. musculus semimembranosus*) rozpoczyna się na guzie kulszowym, a jego włókna, tworząc po drodze szeroki brzusiec, biegną ku dołowi i nieco przyśrodkowo i kończą swój bieg na kłykcium przyśrodkowym kości piszczelowej (ryc. 4). Część włókien wplata się w więzadło podkolanowe skośne. Mięsień ten jest silnym zginaczem stawu kolanowego, a w pozycji zgięcia tego stawu rotuje kość piszczelową do wewnątrz (Bochenek i Reicher 2007, Keays i wsp. 2001).



1. wyrostek kolczysty L5
2. mięsień przywodziciel wielki
3. mięsień półścięgnisty
4. mięsień smukły
5. mięsień półbłoniasty
6. głowa przyśrodkowa i boczna mięśnia brzuchatego łydki
7. grzebień biodrowy
8. kołec biodrowy przedni górny
9. mięsień pośladkowy średni
10. mięsień napinacz powięzi szerokiej
11. mięsień pośladkowy wielki
12. krętarz większy
13. pasmo biodrowo-piszczelowe
14. głowa długa mięśnia dwugłowego uda
15. dół podkolanowy
16. mięsień podeszwowy

Ryc. 4. Mięśnie prawego stawu kolanowego, widok od tyłu (Gilroy 2011).

Mięsień półścięgnisty (*łac. musculus semitendinosus*) przebiega od powierzchni tylnej guza kulszowego do kości piszczelowej, przyczepiając się przyśrodkowo i poniżej od guzowatości kości piszczelowej (ryc. 4). Jest zginaczem i rotatorem wewnętrznym stawu kolanowego, lecz ze względu na swój krótki brzusiec zakres ruchu zgięcia nie przekracza 50° (Bochenek i Reicher 2007, Keays i wsp. 2001).

Mięsień dwugłowy uda (*łac. musculus biceps femoris*) współtworzą głowa długa i krótka (ryc. 4). Głowa długa rozpoczyna się na guzie kulszowym, a krótka na kresie

chropawej i kresie nadkłykcia boczno kości udowej. Razem kończą się wspólnym ścięgnem, które ma swój przyczep na powierzchni bocznej głowy strzałki. Działając na staw kolanowy mięsień ten zgina go i rotuje podudzie na zewnątrz. Głowa długa oddziałuje także na staw biodrowy prostując go, przywodząc i rotując na zewnątrz (Bochenek i Reicher 2007, Keays i wsp. 2001).

Mięsień brzuchaty łydki (*lac. musculus gastrocnemius*) współtworzą: głowa boczna, której przyczep początkowy znajduje się na części bocznej kłykcia boczno kości udowej i głowa przyśrodkowa, której przyczep początkowy znajduje się na powierzchni podkolanowej kości udowej, powyżej kłykcia przyśrodkowego kości udowej (ryc. 4). Razem tworzą wspólne ścięgno Achillesa, które przyczepia się do powierzchni tylnej kości piętowej. Mięsień ten wspomaga zginanie stawu kolanowego, ale przede wszystkim jest najsilniejszym zginaczem stawu skokowego (Bochenek i Reicher 2007, Keays i wsp. 2001).

Mięsień podeszwowy (*lac. musculus plantaris*) posiada krótki brzusec, jest spłaszczony i wrzecionowaty (ryc. 4). Jego przyczep początkowy znajduje się na powierzchni podkolanowej kości udowej powyżej kłykcia boczno i na torebce stawowej. Tworzy długie ścięgno przebiegające w tylnoprzyśrodkowej części podudzia, które przyczepia się do przyśrodkowej części powierzchni tylnej kości piętowej. Bierze udział w napinaniu torebki stawu kolanowego (Bochenek i Reicher 2007).

Mięsień podkolanowy (*lac. musculus popliteus*) to krótki, spłaszczony mięsień, którego przyczep początkowy znajduje się w bruzdzie podkolanowej powierzchni tylnej kłykcia boczno kości udowej i łąkotki bocznej (ryc. 4). Następnie jego włókna biegną przyśrodkowo i skośnie w dół, przyczepiając się do powierzchni tylnej kości piszczelowej powyżej kresy mięśnia płaszczkowatego. Jego funkcją jest inicjowanie zgięcia w stawie kolanowym poprzez jego odblokowanie. Poza tym rotuje on piszczel do wewnątrz i napina torebkę stawową chroniąc ją przed wpukleniem się do stawu (Bochenek i Reicher 2007).

Unaczynienie

Zaopatrzenie okolicy stawu kolanowego w krew tętniczą pochodzi głównie z tętnicy podkolanowej, od której odchodzące gałęzie tworzą sieć stawową kolana. W jej skład wchodzi: tętnica górna przyśrodkowa kolana, tętnica górna boczna kolana, tętnica dolna przyśrodkowa kolana, tętnica dolna boczna kolana. Wyjątkiem jest tętnica środkowa kolana, która nie bierze udziału w tworzeniu owej sieci. Dodatkowo od tętnicy udowej biegnie nieco

przyśrodkowo tętnica zstępująca kolana, a od tętnicy piszczelowej przedniej w części bocznej - tętnica wsteczna piszczelowa przednia. Krew żylna spływa przez siatkę naczyń żylnych głębokich oraz poprzez dopływy naczyń żylnych do dwóch żył: odpiszczelowej i odstrzałkowej (Bochenek i Reicher 2007).

Unerwienie

Z nerwu strzałkowego wspólnego i piszczelowego pochodzi unerwienie okolicy stawu kolanowego i samego stawu. Unerwienie skóry w przedniej części okolicy stawu kolanowego pochodzi od gałęzi skórnych nerwu udowego, natomiast część tylna od gałęzi nerwu skórno-uda tylnego i gałęzi skórnych nerwu strzałkowego (Bochenek i Reicher 2007).

1.3. Biomechanika stawu kolanowego

Staw kolanowy jest stawem zawiasowym o dwóch stopniach swobody. Pierwszy stopień swobody związany jest z osią poprzeczną, dookoła której zachodzi ruch zgięcia i wyprostu. Jego budowa anatomiczna umożliwia także ruchy obrotowe, które są możliwe do uzyskania w zgięciu stawu kolanowego, a odbywają się one w osi długiej goleni. Wspomniane już wcześniej różnice w wielkości przyśrodkowej i bocznej powierzchni stawowej kości udowej oraz odmienne ukształtowanie tych powierzchni na kości piszczelowej są bezpośrednim czynnikiem strukturalnym, wpływającym na czynność i stopnie swobody w stawie kolanowym. Rotacja na zewnątrz jest ograniczona przez więzadła poboczne, natomiast rotację wewnętrzną ograniczają: przyśrodkowy guzek wyniosłości międzykłykciowej, tylny róg łąkotki bocznej oraz więzadła krzyżowe przednie i tylne, które w czasie tego ruchu owijają się wokół siebie (McGinty i wsp. 2000, Bochenek i Reicher 2007).

W stawie udowo-piszczelowym zachodzą ruchy toczenia i ślizgu, co wynika z dysproporcji w budowie anatomicznej powierzchni stawowych. Ruch toczenia zachodzi w przeciwnym kierunku do ruchu ślizgania. Rzepka natomiast wykonuje ruch ślizgu po bloczku kości udowej (Bochenek i Reicher 2007).

Kończyny dolne w czynnościach dnia codziennego, jak i podczas aktywności sportowej i rekreacyjnej, funkcjonują w tak zwanych zamkniętych i otwartych łańcuchach kinematycznych (ZiOŁK). Czynności wykonywane przy ustabilizowanym segmencie dystalnym definiowane są jako aktywności w ZŁK, gdzie ruch jednego ogniwa powoduje określony ruch pozostałych ogniw. Przykładem czynności wykonywanej w ZŁK jest przysiad (Bochenek i Reicher 2007, Escamilla i wsp. 1998, Lephart i Henry 1992).

Analogicznie, czynności wykonywane przy swobodnym segmencie dystalnym definiowane są jako aktywności w OŁK, gdzie ruchy ogniwi są niezależne od siebie. Przykładem czynności wykonywanej w OŁK jest prostowanie stawu kolanowego w pozycji siedzącej (Bochenek i Reicher 2007, McGinty i wsp. 2000). Rodzaj łańcucha kinematycznego wpływa na wzajemne relacje pomiędzy powierzchniami stawowymi stawu kolanowego.

Otwarty łańcuch kinematyczny

Podczas ruchu wyprost w OŁK, ruch ślizgania i toczenia wykonywany jest przez kłykcie kości piszczelowej, które poruszają się do przodu na kłykciach kości udowej (Bochenek i Reicher 2007, Escamilla i wsp. 1998, McGinty i wsp. 2000). Podczas zgięcia w OŁK ruch ślizgania i toczenia wykonywany jest przez kłykcie kości piszczelowej, które poruszają się do przodu na kłykciach kości udowej (Escamilla i wsp. 1998, McGinty i wsp. 2000).

Czynny wyprost stawu kolanowego w OŁK jest związany z izolowanym napięciem mięśnia czworogłowego uda. W pozycji siedzącej wektor siły wytworzonej przez skurcz tego mięśnia zwrócony jest do góry. Jest on wypadkową dwóch składowych wektorów: pierwszy skierowany jest ku górze, a drugi do przodu, co powoduje przesunięcie piszczeli w kierunku przednim. Wielkość tego przesunięcia, pod wpływem aktywności mięśnia czworogłowego uda, uzależniona jest od ustawienia kąтового w stawie (Bodor 2001). Z badań przeprowadzonych przez Lutz i wsp. (1993) wynika, że kąt 60-75° zgięcia w stawie kolanowym podczas ćwiczeń w OŁK jest najbezpieczniejszy, ponieważ nie powoduje przesunięcia piszczeli, ani w kierunku przednim, ani w tylnym. Ruch wykonywany w zakresie 0-60° powoduje przesunięcie piszczeli ku przodowi, natomiast powyżej 75° translację ku tyłowi (McGinty i wsp. 2000). Czynne zgięcie stawu kolanowego w łańcuchu otwartym jest związane z izolowanym napięciem zginaczy, co powoduje przesunięcie piszczeli ku tyłowi i obciążenie WKT. To obciążenie jest wprost proporcjonalne do kąta zgięcia stawu kolanowego (Escamilla i wsp. 1998).

Zamknięty łańcuch kinematyczny

Podczas ruchu wyprost w ZŁK kłykcie kości udowej toczą się w kierunku przednim, a zakres tego ruchu ograniczany jest przez WKT. Po przekroczeniu tej granicy zachodzi dalszy ruch ślizgowy kłykci kości udowej ku tyłowi w stosunku do kości piszczelowej. Podczas ruchu zgięcia w ZŁK ruch toczenia w kierunku tylnym wykonują kłykcie kości udowej, a zakres tego ruchu ograniczany jest przez WKP. Po przekroczeniu tej granicy

zachodzi dalszy ruch ślizgowy kłykci kości udowej do przodu (Bochenek i Reicher 2007, Escamilla i wsp. 1998, McGinty i wsp. 2000.).

W ZŁK kończyna dolna jest oparta, przez co podudzie jest nieruchome, stopa ustabilizowana, a ruchomym segmentem kończyny dolnej staje się udo. Podczas czynnego wyprostu stawu kolanowego w łańcuchu zamkniętym, na przykład w koncentrycznej fazie przysiadu, wektor działania siły mięśnia czworogłowego zwrócony jest ku dołowi. Składa się on z dwóch wektorów: jeden skierowany jest ku dołowi, a drugi do przodu, co powoduje przesunięcie uda w kierunku przednim w stosunku do piszczeli i rozluźnienie WKP (Bodor 2001).

Badania Beard i wsp. (1994) oraz Yanagawa i wsp. (2002) dowodzą, iż rola mięśni kulszowo-goleniowych, jako agonistów WKP, różni się w zależności od rodzaju łańcucha kinematycznego. W OŁK mięśnie kulszowo-goleniowe zapobiegają przedniemu przesunięciu piszczeli i działają jako silny stabilizator dynamiczny kolana. Podczas pracy tych mięśni w ZŁK rola ochronna WKP jest drugoplanowa, a ich głównym zadaniem jest kontrola przodopochylenia miednicy i prostowanie stawu biodrowego. Fakt ten potwierdzają badania Ohkoshi i wsp. (1991), gdzie wykazują oni, że pochylenie tułowia ku przodowi zwiększa aktywność mięśni tylnej grupy, co także może powodować zmniejszenie obciążenia WKP.

Stabilność stawu kolanowego

Stabilność stawu wg Góreckiego (2002) można zdefiniować jako „zdolność kontroli ruchomości stawu, na który działają siły związane z ruchem”. Na stabilność wszystkich stawów, w tym stawu kolanowego, mają wpływ trzy układy: czynny, bierny oraz kontrolujący pierwsze 2 systemy - układ czucia głębokiego, czyli układ proprioceptywny (Panjabi 1992). Do stabilizatorów biernych stawu kolanowego zaliczamy: torebkę stawową, wszystkie więzadła oraz pasywne właściwości mięśni, które oddziałują na staw kolanowy (Panjabi 1992, Zlotnicki i wsp. 2016).

Mechaniczna funkcja stabilizacyjna więzadeł krzyżowych polega na utrzymaniu kontaktu między powierzchniami stawowymi podczas całego zakresu ruchu. Napięcie więzadeł oraz ich położenie względem siebie uzależnione jest od ustawienia kąтового w stawie, lecz ich ułożenie w kształt litery X powoduje, iż poszczególne pasma więzadeł krzyżowych pozostają napięte prawie we wszystkich położeniach stawu kolanowego. Przy maksymalnym jego wyproście dochodzi do napięcia większości włókien WKP i części włókien WKT. Najmniejsze napięcie tych więzadeł ma miejsce przy kącie zgięcia 30-60°, natomiast przy kącie zgięcia 90° zaangażowanie włókien WKP jest nieznaczne, przy

jednoczesnym zaangażowaniu większości włókien WKT (Kakarlapudi i Bickerstaff 2001, Zlotnicki i wsp. 2016).

Translacja przednia piszczeli w 86% jest ograniczona przez WKP, natomiast translacja tylna w 95% przez WKT. Kontrola ruchów koślawienia i szpotawienia stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej jest zapewniana adekwatnie przez więzadła poboczne piszczelowe i strzałkowe, które są najbardziej napięte w pozycji wyprostowanej stawu kolanowego. Drugorzędowymi stabilizatorami ruchów koślawienia i szpotawienia są więzadła krzyżowe. Ruch rotacji wewnętrznej ograniczają głównie WKP i WKT, które pozostają rozluźnione w ruchu rotacji zewnętrznej (Fanelli i wsp. 2005, Zlotnicki i wsp. 2016).

Funkcja ochronna stabilizatorów biernych ujawnia się wraz z osiągnięciem końcowego zakresu ruchu stawu. Aktualnie bardzo podkreśla się wpływ czucia proprioceptywnego z receptorów znajdujących się w więzadłach i torebce stawowej na działanie mięśni i stabilizację stawu kolanowego (Fremerey i wsp. 2000, Zlotnicki i wsp. 2016).

Czynna stabilizacja, podczas wszystkich ruchów stawu kolanowego, zapewniana jest przez mięśnie na niego działające i polega na ciągłej koordynacji antagonistycznie działających grup (Solomonow i wsp. 1987). Głównym prostownikiem stawu kolanowego jest mięsień czworogłowy, a dodatkowym - mięsień naprężacz powięzi szerokiej. Zgięcie stawu kolanowego wykonują przede wszystkim: mięsień dwugłowy uda oraz mięsień półbłoniasty i półścięgnisty. Do pozostałych zginaczy zalicza się: mięsień brzuchaty łydki, mięsień podkolanowy, mięsień krawiecki oraz mięsień smukły. Ruchy rotacyjne wykonywane są przez grupę zginaczy stawu kolanowego. Za rotację wewnętrzną odpowiada przede wszystkim mięsień półbłoniasty, a w mniejszym stopniu: mięsień podkolanowy, mięsień smukły, mięsień półścięgnisty i mięsień krawiecki. Rotację zewnętrzną wykonuje głównie mięsień dwugłowy uda i w znacznie mniejszym stopniu mięsień naprężacz powięzi szerokiej (Bochenek i Reicher 2007, Zlotnicki i wsp. 2016).

Ocena stabilności mechanicznej

Ocena pacjenta pod kątem stabilności stawu kolanowego jest jednym z kluczowych elementów badania ortopedycznego. Dla potrzeb tej pracy omawiany będzie przede wszystkim pomiar PSSK, który jest ruchem piszczeli, w stosunku do kości udowej, w kierunku przednim, wywołanym przez zewnętrznie przyłożoną siłę. Ruch ten ograniczany jest przez bierny opór tkanek, takich jak: więzadła, torebka stawowa, chrząstki powierzchni

stawowe, pasywne właściwości mięśni, czy łąkotki (Kakarlapudi i Bickerstaff 2001, Fanelli i wsp. 2005).

Nadmierny, patologiczny ruch powierzchni stawowych względem siebie może wskazywać na niestabilność stawu (*ang. instability*). Jest ona najczęściej spowodowana uszkodzeniem struktur torebkowo-więzadłowych, chociaż może wynikać również z wiotkości stawów. Wiotkość stawowa występuje jako cecha osobnicza lub konstytucyjna cecha zespołów genetycznie uwarunkowanych wad tkanki łącznej, takich jak zespół Ehlersa-Danlosa, czy Marfana. Klinicznie niestabilność stawu kolanowego manifestuje się nawracającymi skręceniami i obawą chorego przed kolejnym urazem (Kakarlapudi i Bickerstaff 2001).

W zależności od rodzaju uszkodzonych struktur stawu kolanowego można wyróżnić niestabilność (Fanelli i wsp. 2005):

- prostą (przednią, tylną, boczną, przyśrodkową),
- złożoną (niestabilność rotacyjna tylno-boczna, tylno-przyśrodkowa, przednio-boczna oraz przednio-przyśrodkowa).

Izolowane uszkodzenie WKP związane jest najczęściej z niestabilnością przednią oraz rotacyjną.

Jakościowy pomiar stabilności przedniej

Ocena ta wykonywana jest za pomocą testów manualnych, których wynik ma charakter subiektywny. Najczęściej stosuje się 3 testy (Amis i wsp. 2012, Fanelli i wsp. 2005, Kakarlapudi i Bickerstaff 2001, Lubowitz i wsp. 2008):

- **Test szuflady przedniej** - badany znajduje się w pozycji leżenia tyłem, ze zgiętym stawem kolanowym pod kątem 90°. Badający stabilizuje stopę badanego, siadając na niej, a rękami obejmuje podudzie od tyłu, w jego części proksymalnej, z kciukami ułożonymi na szparze stawowej od przodu. Następnie pociąga on goleń w kierunku przednim, oceniając zakres przesunięcia oraz tak zwany punkt końcowy.
- **Test Lachmana** - badany znajduje się w pozycji leżenia tyłem, ze zgiętym stawem kolanowym pod kątem 30°. Badający jedną ręką stabilizuje udo, a drugą pociąga goleń od tyłu w kierunku przednim, także oceniając zakres przesunięcia i punkt końcowy.
- **Test obciążenia osiowego (*ang. pivotshift test*)** - badany znajduje się w pozycji leżenia tyłem, ze zgiętym stawem kolanowym pod kątem 30°. Badający jedną ręką

chwyta podudzie w części dystalnej, a drugą przykłada na kłykcium bocznym kości udowej, wywierając nacisk walgizacyjny i prostując staw kolanowy. Podwichnięcie kości piszczelowej ku przodowi świadczy o całkowitym uszkodzeniu WKP.

Ilościowy pomiar przedniej stabilności stawu kolanowego

Do oceny ilościowej PSSK używa się urządzenia zwane artrometrami, które są w użyciu od około 30-40 lat. Jak donoszą Rohman i wsp. (2016) artrometria jest bardzo przydatnym narzędziem badawczym, ze względu na jej ilościowe właściwości pomiarowe, które pozwalają na obiektywną ocenę i porównanie różnych czynników, takich jak: techniki chirurgiczne, czy protokoły rehabilitacyjne. Urządzenia służące do pomiaru PSSK odtwarzają test Lachmana. Pacjent ułożony jest w pozycji leżenia tyłem, a zgięcie stawu kolanowego, którego dotyczy pomiar, wynosi około 20°. Pacjent powinien być jak najbardziej rozluźniony, ponieważ napięcie mięśni może wpłynąć negatywnie na wynik pomiaru. Artrometry różnią się istotnie między sobą, a najczęściej stosowane są (Mouton i wsp. 2015):

- GNRB (GeNouRoB, Laval, Francja),
- KT-1000 (MedMetric, San Diego, CA, USA),
- KT-2000 (MedMetric, San Diego, CA, USA),
- Rolimeter (Aircast Summit, NJ, USA),
- Stryker Ligament Tester (Stryker, Kalamazoo, MI, USA).

W niniejszej pracy, do badań, wykorzystano artrometr GNRB, który spośród innych tego typu urządzeń wyróżnia się między innymi: możliwością kontroli siły, jaka wywierana jest na rzepkę, lepszą dokładnością pomiarową przesunięcia kości piszczelowej oraz precyzyjną kontrolą siły wywieranej na podudzie w określonym czasie. Dodatkowo możliwe jest wykonanie pomiaru już w czwartym tygodniu od wykonanej rekonstrukcji WKP.

Wiarygodne i wartościowe klinicznie wyniki pomiaru PSSK uzyskiwać można także dzięki wykorzystaniu radiografii stresowej. Opisano wiele technik wykonania takich badań, które pomagają ocenić stabilność więzadłową, jednakże dokonany przez James i wsp. (2014) przegląd systematyczny literatury nie pozwolił wyróżnić żadnej z nich. Na niekorzyść radiografii stresowej przemawia wykorzystanie szkodliwego promieniowania rentgenowskiego. Badania Beldame i wsp. (2012), Bouguennec i wsp. (2015), Jenny i Arndt (2013), Lefevre i wsp. (2014), Ryu i wsp. (2018) dowodzą, że wiarygodność i diagnostyczna wartość metod radiograficznych są porównywalne z artrometrią wykonaną za pomocą

urządzenia GNRB. Dodatkowo badanie artrometrem jest tańsze oraz pozbawione wpływu szkodliwego promieniowania.

Do pomiaru stabilności stawu kolanowego stosuje się także elektrogoniometrię, z których najczęściej wykorzystywany w badaniach dotyczących WKP jest Knee Signature System (Riederman i wsp. 1991). Jednakże Anderson i wsp. (1992) oraz Queale i wsp. (1994) wykazali, iż lepszą wiarygodność pomiarową charakteryzują się artrometry: KT-1000 i KT-2000.

Niewiele badań porównywało wyniki uzyskiwane za pomocą urządzenia GNRB z innymi artrometrami. Collette i wsp. (2012), Robert i wsp. (2009) oraz Vauhnik i wsp. (2013) badając osoby zdrowe oraz pacjentów z częściowym i całkowitym uszkodzeniem WKP wykazali, że GNRB cechuje się większą powtarzalnością pomiaru niż stosowany powszechnie od lat 90 artrometr KT-1000 (König i wsp. 1998). Wyniki uzyskiwane przez GNRB nie były uzależnione od doświadczenia terapeuty, a autorzy zaznaczali także jego przewagę technologiczną. Dodatkowo Mouton i wsp. (2015) przeprowadzili badania na 104 zdrowych osobach z wykorzystaniem artrometru GNRB i wykazali, że zmienne takie jak: wiek, wzrost, masa i płeć, nie mają wpływu na PSSK.

1.4. Epidemiologia, mechanizmy i typy uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego

Uszkodzenie WKP stanowi około 50% wszystkich obrażeń wewnętrznych stawu kolanowego do jakich dochodzi podczas urazu tego stawu. Uszkodzenia pozostałych więzadeł występują znacznie rzadziej. Stolarczyk i wsp. (2007) donoszą, że w Polsce uszkodzeniom WKP ulega rocznie około 14-40 tysięcy osób, natomiast w Stanach Zjednoczonych 150 tysięcy, co w dalszej kolejności skutkuje przeprowadzaniem 100 tysięcy zabiegów rekonstrukcji WKP rocznie (Csintalan i wsp. 2008, Woo i wsp. 2006). Dane statystyczne wskazują, że największe zagrożenie stanowi uprawianie sportów zimowych (snowboard, narciarstwo) oraz gier zespołowych (najczęściej piłka nożna) (Singh 2018).

Aktualne badania dotyczące obrażeń WKP skupiły się na próbach wyjaśnienia, które dyscypliny sportowe powodują największe ryzyko jego uszkodzenia lub dławczego u kobiet występuje większe prawdopodobieństwo. Aczkolwiek, jedynie w nieznacznej liczbie badań, porównuje się częstość występowania uszkodzenia WKP u osób uprawiających sport w różnych krajach. Na przykład, jak donosi Singh (2018), w Stanach Zjednoczonych dochodzi dziennie do 50 uszkodzeń WKP na 100 000 narciarzy, a w Turcji, w takiej samej

grupie, już tylko do 30 uszkodzeń. Różnice dotyczą także innych dyscyplin, w różnych krajach i latach. Fakt ten pozwala podejrzewać, że istnieje wiele zmiennych dotyczących treningu, które mogą wpływać na ryzyko wystąpienia obrażeń WKP, a nie zostały dotychczas potwierdzone naukowo (Sigh 2018).

Do uszkodzenia WKP najczęściej dochodzi z udziałem sił rotacyjnych, gdy staw biodrowy ustawiony jest w rotacji wewnętrznej, piszczel w rotacji zewnętrznej, a sam staw kolanowy w pozycji koślawienia lub przeprostu. Warto także podkreślić, że większość urazów dotyczy sportowców pomiędzy 15, a 25 rokiem życia w mechanizmie bezkontaktowym (Dziak 2002, Kaeding i wsp. 2017).

Bardzo duże znaczenie w prewencji uszkodzenia WKP przypisuje się stabilizacji czynnej i kontroli nerwowo-mięśniowej. Spośród mięśni stabilizujących staw kolanowy najważniejszą rolę odgrywają: mięśnie pośladkowe rotujące zewnętrznie staw biodrowy, kontrolujące tym samym zakres rotacji wewnętrznej oraz rotatory wewnętrzne stawu kolanowego, kontrolujące jego rotację zewnętrzną i mięśnie kulszowo-goleniowe, kontrolujące przednią translację piszczeli (Kobayashi i wsp. 2004, Zlotnicki 2016).

Nieprawidłowo prowadzone przygotowanie motoryczne zawodników, które nie angażuje w odpowiedni sposób wspomnianych grup mięśniowych i nie kształtuje poprawnych nawyków ruchowych, może być jedną z przyczyn uszkodzeń WKP. Niewydolność tego więzadła prowadzi do niestabilności, a w konsekwencji do wtórnych uszkodzeń łąkotek i chrząstki stawowej, a co za tym idzie do rozwoju wczesnych zmian zwyrodnieniowych (Lohmander i wsp. 2004).

Jak donoszą Yu i Garrett (2007) do uszkodzenia WKP dochodzi częściej w sytuacjach bezkontaktowych, czyli takich, w których nie dochodzi do fizycznego kontaktu pomiędzy zawodnikami. Dochodzi do tego najczęściej w dwóch mechanizmach:

- rotacja zewnętrzna piszczeli, koślawienie stawu kolanowego oraz rotacja wewnętrzna i przywiedzenie stawu biodrowego,
- przeprost w stawie kolanowym.

Jak donosi Czyrny (2001) najczęściej występują 4 typy uszkodzeń WKP, obserwowane w badaniu rezonansu magnetycznego:

- uszkodzenie częściowe,
- rozerwanie śródwięzadłowe o typie „pędzla do golenia”,
- oderwanie od przyczepu piszczelowego, również uszkodzenie awulsyjne,
- zastarzałe zerwanie z zanikowymi bliznami kikutów.

WKP ciągle podlega działaniom sił rozciągających, jednakże z badań Markolf i wsp. (1990) wynika, iż maksymalne obciążenie dynamiczne, jakie jest ono w stanie wytrzymać, wynosi od 1725 do 2195 N.

1.5. Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego

Rehabilitacja w przypadku rekonstrukcji WKP jest rozpatrywana w kontekście indywidualnego stanu i potrzeb pacjenta, stąd nie istnieje jeden uniwersalny protokół postępowania po tej operacji. Podjęcie decyzji o leczeniu operacyjnym bądź zachowawczym uzależnione jest od szeregu czynników, spośród których można wymienić: stopień uszkodzenia i niestabilności stawu, umiejscowienie uszkodzenia, uszkodzenia towarzyszące, stan procesu zapalnego (ostry, podostry, przewlekły), a także czynniki osobnicze takie jak: wiek, poziom aktywności fizycznej, czy zdolność do współpracy.

Przerwanie ciągłości WKP najczęściej wiąże się z niestabilnością mechaniczną stawu kolanowego, co wpływa na występowanie u pacjentów poczucia niestabilności funkcjonalnej, ujawniającej się przede wszystkim podczas dynamicznej aktywności ruchowej, np. przy nagłych zmianach kierunków ruchu. Nadmierna, patologiczna ruchomość powierzchni stawowych kości udowej i piszczelowej prowadzi do nieprawidłowego rozkładu sił oddziałujących na te powierzchnie. Ten proces zwiększa ryzyko powikłań w postaci kolejnych urazów oraz wystąpienia wczesnych zmian zwyrodnieniowych, w tym uszkodzeń chrząstki stawowej. Ryzyko jest tym większe, im więcej intensywnej aktywności podejmuje pacjent, w związku z czym, aby poprawić funkcjonowanie stawu kolanowego, często zaleca się artroskopową rekonstrukcję WKP (Kiapour i Murray 2014).

Przyjęty powszechnie termin rekonstrukcja odnosi się do odtworzenia mechanizmu i roli jakie spełnia WKP, a nie samego więzadła z punktu widzenia jego struktury anatomicznej. Na rezultaty prawidłowo przeprowadzonej operacji ma wpływ wiele czynników, takich jak: rodzaj przeszczepu, zastosowana technika rekonstrukcji, obejmująca sposób pozycjonowania tuneli kostnych, rodzaj zastosowanych implantów mocujących graft w kanałach kostnych oraz sposób kotwiczenia. Istnieją dwie techniki pozycjonowania tuneli kostnych: z dostępu przednio-przyśrodkowego (*ang. anteromedial portal*) i z dostępu przezpiszczelowego (*ang. transtibial portal*). Z dostępnej literatury wynika, iż pierwsza z technik determinuje możliwość umocowania przeszczepu w pozycji bardziej zbliżonej do anatomicznej oraz zapewnia większą stabilność (Alentorn-Geli i wsp. 2010, Brown i wsp. 2013).

Przeszczepy wykorzystywane przy zabiegu artroskopowej rekonstrukcji WKP dzielą się na: autogenne, allogenne, ksenogenne oraz przeszczepy syntetyczne. Najczęściej wykorzystywane są przeszczepy autogenne pobrane ze ścięgna mięśnia prostego uda, półścięgnistego lub smukłego, ewentualnie z 1/3 środkowej części więzadła właściwego rzepki. W rzadziej wykonywanych przeszczepach allogenicznych wykorzystuje się najczęściej więzadło właściwe rzepki, ścięgno Achillesa, ścięgna mięśni strzałkowych lub piszczelowych oraz powięź szeroką uda (Sherman i wsp. 2004). Stosowanie przeszczepów allogenicznych jest coraz częściej spotykane ze względu na krótszy czas trwania zabiegu oraz brak ingerencji w zdrowe tkanki celem wypreparowania przeszczepu, dzięki czemu możliwe jest zachowanie sprawności funkcjonalnej zginaczy i prostowników stawu kolanowego. Ogranicza się w ten sposób dolegliwości bólowe oraz umożliwia szybsze rozpoczęcie bardziej intensywnej rehabilitacji, a przede wszystkim czas powrotu do zdrowia ulega znacznemu skróceniu (Sherman i wsp. 2004).

Oprócz zalet przeszczepy allogeniczne posiadają także wady. Obce tkanki, aby wyeliminować ryzyko zakażenia, muszą zostać poddane sterylizacji promieniowaniem jonizującym, co może wpływać na pogorszenie ich właściwości i opóźnienie procesu gojenia (Noyes i Barber-Westin 1996). Przed operacją rekonstrukcji allogeniczne przeszczepy są przechowywane w specjalnych warunkach głębokiego mrożenia sięgającego do -80°C , co pozwala przechowywać je do sześciu miesięcy, natomiast może skutkować zmniejszeniem wytrzymałości graftu (Busam i wsp. 2007). Jednym ze sposobów przygotowania przeszczepu allogenicznego jest poddanie tkanek liofilizacji, dzięki której okres przydatności do użycia wynosi nawet dwa lata, a właściwości biomechaniczne pozostają niezaburzone (Mahirogullari i wsp. 2007). Kuhn i Ross (2006) oraz Smith i wsp. (2005) wskazują na przewagę przeszczepów allogenicznych nad autogennymi. Inni autorzy natomiast nie wskazują na występowanie istotnych różnic (Barret i wsp. 2005, Chen i wsp. 2005).

Alternatywą dla przeszczepów pochodzących z tkanek ludzkich są przeszczepy zwierzęce (ksenografty) lub syntetyczne stworzone z materiału politetrafluoroetylenowego. Niestety ich budowa i własności znacząco różnią się od tkanek człowieka. Jak wykazali między innymi Berry i wsp. (1988) ksenografty nie dają zadowalających efektów. Natomiast jedna z metod syntetycznych - LARS (*ang. Ligament Augmentation and Reconstruction System*), stosowana podczas rekonstrukcji WKP, korzysta ze sztucznych więzadeł, tworząc swoiste rusztowanie dla regeneracji uszkodzonego więzadła. Metoda ta wykorzystuje naturalną zdolność organizmu do regeneracji uszkodzonych struktur i jak donosi Hamido

i wsp. (2011) najlepsze efekty uzyskiwane są w niedługim czasie po urazie. Inna metoda, stosowana przy rekonstrukcji WKP, to Internal Bracing, polegająca na podszyciu uszkodzonego więzadła do kości, wzmacniając go syntetyczną taśmą, zastępującą więzadło aż do wygojenia (MacKay i wsp. 2015).

Mimo prawidłowo wykonanej artroskopowej rekonstrukcji WKP niektórzy pacjenci zgłaszają poczucie niestabilności rotacyjnej stawu. Według literatury może mieć to związek z niewykrytym uszkodzeniem więzadła przednio-bocznego stawu kolanowego. Dlatego też na popularności zyskały techniki tenodezy bocznej, mające na celu ograniczenie wewnętrznej rotacji piszczeli względem kości udowej (Caterine i wsp. 2014, Vincent i wsp. 2012). Po zabiegach tenodezy pozastawowej obserwuje się lepszą kontrolę ruchu wykonywanego w teście "pivot shift", jednak sama tenodeza nie zapewnia kontroli przedniego przemieszczenia kości piszczelowej względem kości udowej (Dodds i wsp. 2011, Duthon i wsp. 2013).

W zabiegach rekonstrukcji WKP stosowane są różne typy implantów:

- mocowanie udowe - endobutton (metalowa płytką), kotwica T-Lock (biowchłaniający, osteokonduktywny poli-L-laktyd z mikrohydroksyapatytem), śruba interferencyjna,
- mocowanie piszczelowe - śruba interferencyjna.

Same śruby i wkręty mocujące przeszczep w kanałach kostnych dzielą się na implanty: wchłaniające (polimerowe) i niewchłaniające (stop tytanu). Metalowe implanty są wykorzystywane rzadko, z uwagi na znaczne dysproporcje pomiędzy właściwościami stopu tytanu, a tkanką ludzką. Obecność metalu stanowi również utrudnienie podczas interpretacji wyników diagnostyki obrazowej (Budny i wsp. 2016).

1.6. Rehabilitacja po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Głównymi założeniami rehabilitacji pooperacyjnej są:

- zmniejszenie bólu, wysięku i stanu zapalnego,
- jak najszybsze przywrócenie zakresu ruchomości stawu kolanowego,
- możliwie jak najszybsze przywrócenie funkcji lokomocyjnej i poprawnego wzorca chodu,
- jak najszybsze odzyskanie kontroli mięśniowej i czynnej stabilizacji stawu kolanowego,

- odzyskanie pełnej funkcji stawu kolanowego i siły mięśni kończyny operowanej przed powrotem do pełnej aktywności rekreacyjnej, czy sportowej,
- poprawa dysfunkcyjnych czynników w obrębie motoryczności podstawowej, które mogły być pośrednią przyczyną uszkodzenia WKP,
- ochronna przeszczepu.

Własne doświadczenia i zalecenia van Grinsvena i wsp. (2010) pozwalają podzielić postępowanie fizjoterapeutyczne po rekonstrukcji WKP na 4 fazy:

I FAZA (1 tydzień) - najważniejszym celem tej fazy jest kontrola bólu, obrzęku i stanu zapalnego oraz przywrócenie zakresu ruchomości stawu kolanowego w postaci pełnego wyprost i przynajmniej 60° zgięcia. Pacjent wykonuje ćwiczenia zgodne z zaleceniami fizjoterapeuty i lekarza podczas pobytu szpitalnego (zgięcie grzbietowe i podeszwowe stawu skokowego, izometryczne napinanie mięśnia czworogłowego uda, ruchy zgięcia i wyprost w stawie kolanowym w zakresie od 0° do 60° z piętą pozostającą w kontakcie z podłożem). Podczas snu oraz w trakcie przemieszczania się konieczne jest używanie ortezy dla stawu kolanowego, zablokowanej w ustawieniu niepełnego wyprost (10° deficytu wyprost). Przez pierwsze 2 tygodnie od zabiegu wymagane jest odciążanie operowanej kończyny dolnej - chód przy pomocy dwóch kul. Dozwolone jest stawianie stopy na podłożu bez przenoszenia na nią ciężaru ciała. Zaleca się elewację operowanej kończyny dolnej 3-5 razy dziennie przez około 15 minut w celu zapobiegania powstawaniu obrzęków lub ich niwelowania.

II FAZA (2-9 tydzień) - jest to faza, w której największy nacisk jest kładziony na poprawę ruchomości stawu kolanowego poprzez ćwiczenia i terapię manualną. Pacjent wykonuje także trening poprawiający kontrolę sensomotoryczną oraz reedukację chodu. Van Grinsven i wsp. (2010) zalecają pełne obciążenie kończyny operowanej podczas chodzenia bez kul do dnia 10. Jednakże postępowanie rehabilitacyjne różni się pomiędzy szpitalami i najczęściej uzależnione jest od lekarza wykonującego zabieg. W Ośrodku Ortopedycznym Galen, gdzie przeprowadzane były badania do niniejszej pracy, pacjenci rozpoczynali pełne obciążenie kończyny operowanej bez kul w 4 tygodniu. Początkowo wykonuje się:

- ćwiczenia bierne z szyną CPM (*ang. continuous passive motion*),
- ćwiczenia czynne w odciążeniu oraz z elewacją kończyny dolnej,
- ćwiczenia aktywujące mięśnie kulszowo-goleniowe i zginacze stawu skokowego,

- zabiegi wykonywane przez fizjoterapeutę z zakresu terapii tkanek miękkich, w tym mobilizacje blizn pozabiegowych.

III FAZA (9-16 tydzień) - w tym okresie pacjent powinien uzyskać pełny lub prawie pełny zakres ruchomości stawu kolanowego. Zwiększone zostają obciążenia w treningu oporowym, który w coraz mniejszym stopniu ma charakter wytrzymałościowy, a zaczyna mieć charakter bardziej siłowy. Zwiększony zostaje stopień trudności ćwiczeń równoważnych i stopniowo wprowadza się ćwiczenia dynamiczne oraz plajometryczne, na przykład: bieganie w miejscu, skok obunóż, czy bieganie na bieżni. Kontynuowane są także techniki manualne z poprzedniej fazy rehabilitacji.

IV FAZA (od 5 miesiąca) - w treningu siłowym oraz plajometrycznym dąży się do wyrównania deficytów pomiędzy kończynami. W tej fazie wprowadza się także ćwiczenia o charakterze dyscypliny sportowej uprawianej przez pacjenta. Rehabilitacja kończy się, gdy deficyty zostaną wyrównane i minie przynajmniej 6 miesięcy od operacji. Ocena końcowa powinna zawierać pomiary siły mięśniowej: w warunkach izometrycznych i izokinetycznych oraz w postaci testów funkcjonalnych (Augustsson 2013, Augustsson i Thomee 2000).

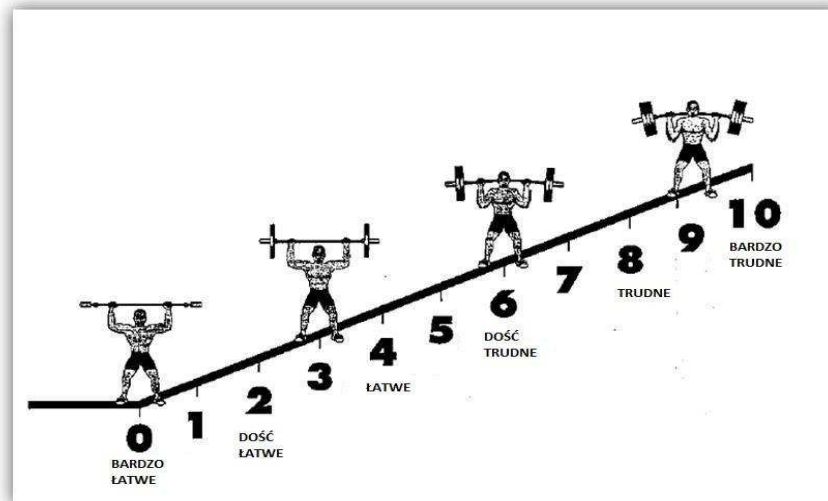
Określanie intensywności wysiłku

W treningu siłowym osób zdrowych niezbędne jest wykonywanie testów wartości siły mięśniowej, które nie mogą zostać zastosowane w fizjoterapii na wczesnym etapie leczenia po rekonstrukcji WKP, ze względów bezpieczeństwa. W swoich badaniach, w grupie pacjentów po uszkodzeniu WKP, Tagesson i wsp. (2008) wykonali takie testy dla kończyny zdrowej, a obciążenia dla kończyny operowanej były określone, jako procent z jednego maksymalnego powtórzenia (1 RM - *ang. repetition maximum*) wykonanego dla kończyny zdrowej. Przykładowo pacjenci wykonywali 3 serie po 10 powtórzeń z obciążeniem 50% 1 RM. Natomiast wiele prac opisujących trening u pacjentów po rekonstrukcji WKP określa obciążenia dla kończyny operowanej jako 20 RM świadczy, iż jest to maksymalna wartość obciążenia przy wykonaniu 20 powtórzeń danego ćwiczenia (Bieler i wsp. 2014, Hooper i wsp. 2001, Morrissey i wsp. 2000, Morrissey i wsp. 2002, Morrissey i wsp. 2009, Perry i wsp. 2005a). Niestety żadna z tych prac nie przedstawia sposobu, w jaki został wykonany test wartości siły mięśniowej dla wykonywanych ćwiczeń.

Istnieje także możliwość wykorzystania skali RPE (*ang. Rate of Perceived Exertion*), która jest subiektywnym sposobem oceny intensywności wysiłku w treningu oporowym

(Naclerio i wsp. 2015), a także, jak dowodzą Shinya Yamauchi i wsp. (2013), umożliwiła ona zastosowanie podstawowych elementów metodyki treningu siły mięśniowej w rehabilitacji ruchowej.

Występuje kilka modyfikacji skali RPE. W niniejszej pracy zastosowano skalę OMNI-RES (ang. *OMNI-Resistance Exercise Scale*). Skala ta jest wykorzystywana do oceny intensywności wysiłku po wykonaniu zadanej liczby powtórzeń ćwiczenia oporowego. Osoba ćwicząca ma za zadanie określić wysiłek mięśniowy w 11-stopniowej skali (ryc. 5). Osoba przeprowadzająca badanie zadaje zawsze to samo pytanie: „Oceń na skali ciężkość wysiłku dla Twoich mięśni” (Shinya Yamauchi i wsp. 2013). Lagally i wsp. (2009) wykazali, że skala OMNI-RES jest dokładnym i wiarygodnym narzędziem określającym intensywność treningu i wartość stosowanego obciążenia zewnętrznego.



Ryc. 5. Skala intensywności wysiłku OMNI-RES, stopniowana w punktach RPE (Shinya Yamauchi i wsp. 2013).

Dolegliwości bólowe

Dolegliwości bólowe stawu kolanowego występują powszechnie u osób po rekonstrukcji WKP. W trakcie procesu rehabilitacyjnego zaleca się jednakże jego kontrolę. Zarówno do celów naukowych, jak i klinicznych bardzo często wykorzystuje się 10-centymetrową, horyzontalną skalę VAS (ang. *Visual Analog Scale*) lub skalę NRS (ang. *Numeric Rating Scale*), jej numeryczny odpowiednik (Paradowski i Roos 2004, Wewers i wsp. 1990). Skala NRS została wykorzystana w niniejszej pracy. Aby określić intensywność odczuwanego bólu, pacjent ma za zadanie ocenić dolegliwości w skali od 0 do 10, gdzie 0 oznacza brak bólu, a 10 - najsilniejszy ból, jaki można sobie wyobrazić.

Pomimo, iż nie został określony bezpieczny poziom dolegliwości bólowych, jaki pacjenci mogą odczuwać podczas ćwiczeń rehabilitacyjnych, to przykładowo Perry i wsp. (2005) przyjęli, że ból równy, bądź mniejszy niż 5 punktów w 11-stopniowej skali jest odpowiedni dla wykonywania ćwiczeń siłowych u pacjentów po rekonstrukcji WKP.

Jakość funkcjonowania stawu kolanowego

W badaniu stawu kolanowego tradycyjnie najistotniejszą rolę pełni badanie kliniczne, jednakże nie uwzględnia ono odczuć własnych chorego: poczucia sprawności i ograniczenia funkcji stawu. Nawet w praktyce klinicznej sugeruje się wzbogacenie badania o ocenę subiektywną chorego. Brak takich informacji uniemożliwia bowiem uzyskanie pełnego obrazu choroby (Paradowski i Roos 2004). Zauważono także, że obiektywne badania kliniczne i subiektywna ocena własna pacjenta nie zawsze się pokrywają (Snyder-Mackler i wsp. 1997). Wiarygodna i skuteczna metoda oceny stawu kolanowego powinna posiadać własności, takie jak powtarzalność (*ang. reliability, reproducibility*), zdolność do spełniania założonej funkcji (*ang. validity*) i zdolność do uchwycenia zmian klinicznych (*ang. responsiveness*) (Greenfield i wsp. 1998).

Kwestionariusz 2000 International Knee Documentation Comitee Subjective Knee Evaluation Form (IKDC), który został zastosowany w niniejszej pracy, składa się z trzech części, dotyczących odpowiednio: objawów i dolegliwości, aktywności ruchowej oraz funkcji stawu kolanowego w zakresie czynności życia codziennego (Higgins i wsp. 2007). Badania atestacyjne formularza potwierdziły jego powtarzalność, rzetelność i wiarygodność u pacjentów z uszkodzeniami WKP, więzadeł pobocznych, troczków rzepki i łąkotec (Crawford i wsp. 2007). Jakkolwiek kwestionariusz IKDC nie został nigdy zastosowany w badaniach wpływu rodzaju zastosowanego w ćwiczeniach rodzaju łańcucha kinematycznego na stabilność stawu kolanowego, to jest ona obecnie jednym z najbardziej popularnych i najczęściej używanych kwestionariuszy (Goradia i Grana 2001). W badaniach stawu kolanowego stosowane są także następujące kwestionariusze: Lysholm Knee Scoring Scale (Lysholm), Tegner Activity Level Scale (Tegner), Hughston Clinic subjective knee questionnaire (Hughston), Anterior Knee Pain Scale (AKPS), Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) (Paradowski i Roos 2004).

Pomiar siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego

Twórcą pierwotnej wersji manualnych testów siły mięśniowej był dr R. W. Lovett. Testy te polegają na ręcznej ocenie pojedynczych mięśni w odpowiednio dobranych pozycjach

wyjściowych, dzięki którym można częściowo wyizolować pracę badanego mięśnia. Ograniczeniami tej metody są: brak czułości wykrywania subtelnych ubytków siły mięśniowej oraz subiektywny charakter oceny (Cuthbert i Goodheart 2007).

Przeprowadzanie badań naukowych wymaga narzędzi bardziej obiektywnych, które umożliwiają porównywanie wyników. Do tego celu stosuje się obecnie dynamometry elektroniczne (Laskowski i wsp. 2002). W zależności od wyboru charakteru pracy mięśniowej oraz możliwości pacjenta, można dokonać izometrycznego, izotonicznego lub izokinetycznego pomiaru siły mięśniowej. W warunkach izometrycznych rozwijana siła mięśniowa pozostaje w równowadze z oporem zewnętrznym. Istotnym jest fakt, iż uzyskana wartość momentu siły jest uzależniona od ustawienia kąтового w stawie. Bardzo dużą zaletą badań izometrycznych jest możliwość oceny siły mięśniowej w okresie, gdy ruch stawu jest przeciwwskazany (Bergamin i wsp. 2017). W niniejszej pracy do pomiaru siły mięśniowej zginaczy i prostowników stawu kolanowego w warunkach izometrycznych wykorzystano BTE PrimusRS (Baltimore Therapeutic Equipment Company, USA), którego wysoka wiarygodność pomiarowa została potwierdzona naukowo (Shechtman i wsp. 2001, Shechtman i wsp. 2003, Shechtman i wsp. 2007, Törpel i wsp. 2017).

2. Przegląd literatury

2.1. Przegląd badań w zakresie wpływu rodzaju łańcucha kinematycznego na przednią stabilność stawu kolanowego

Przez ostatnie lata opublikowane zostały jedynie nieliczne prace naukowe, których celem było ustalenie wpływu ćwiczeń oporowych prostowników stawu kolanowego w OŁK, jak i w ZŁK na stabilność stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji WKP (Jewiss i wsp. 2016). Zastanawiano się także, jaki rodzaj oraz jaką wartość siły jest w stanie wytrzymać przeszczep WKP podczas ćwiczeń i zadań funkcjonalnych tak, aby nie doszło do jego uszkodzenia, czy pogorszenia wydolności (Glass i wsp. 2010).

Glass i wsp. (2010) oraz Mikkelsen i wsp. (2000) uważali, że połączenie ćwiczeń w ZiOŁK u pacjentów po rekonstrukcji WKP jest lepszym wyborem terapeutycznym niż trening zawierający ćwiczenia wykorzystujące tylko jeden jego rodzaj. Zasugerowali także, że aby potwierdzić tę tezę potrzeba dalszych badań, które obejmowałyby większą liczbę osób w grupie badanej oraz dokładniej opisywałyby wykonywane ćwiczenia, jak również zawierałyby podobną objętość treningową porównywanych grup.

Bynum i wsp. (1995) jako pierwsi wykonali eksperyment porównujący dwie grupy i wykazali, iż ćwiczenia oporowe w zamkniętym łańcuchu kinematycznym są lepszym i przede wszystkim bezpieczniejszym wyborem dla pacjentów po rekonstrukcji WKP, niż ćwiczenia w OŁK. Ćwiczenia w ZŁK, w porównaniu z ćwiczeniami siłowymi w OŁK, okazały się być mniej obciążające dla stawu rzepkowo-udowego. Zaobserwowano także, że ćwiczenia w OŁK mogą niekorzystnie wpływać na PSSK. W swoich badaniach Bynum i wsp. (1995) do określenia intensywności bólu stawu kolanowego wykorzystali dwie skale: VAS i Lysholma, a do pomiaru stabilności stawu kolanowego - artrometr KT-1000. Ponadto Morrissey i wsp. (2000) za pomocą Knee Signature System zaobserwowali o 9% gorszą stabilność stawu kolanowego u osób trenujących w OŁK w porównaniu z grupą trenującą w ZŁK, jednakże wyniki te nie były istotne statystycznie. Natomiast w 2007 roku Heijne i Werner, przy użyciu artrometru KT-1000 także udowodnili, że wczesne wprowadzenie (to znaczy w 5 tygodniu po operacji) ćwiczeń w OŁK może mieć niekorzystny wpływ na PSSK u pacjentów po rekonstrukcji WKP, w czasie której przeszczep pobrany został z mięśni kulszowo-goleniowych. Wyniki artrometrii w tej grupie były gorsze niż pacjentów, u których przeszczep pobrany był z więzadła rzepki.

Odmienne wyniki uzyskali Perry i wsp. (2005a) badając 49 pacjentów po rekonstrukcji WKP. Za pomocą Knee Signature System wykazali oni, iż ćwiczenia oporowe

mięśnia czworogłowego uda w OŁK nie mają negatywnego wpływu na PSSK i pod tym względem są porównywalne do ćwiczeń w ZŁK. Mikkelsen i wsp. (2000) badali 2 grupy: jedna trenująca tylko w ZŁK, a druga - w ZiOŁK. W badaniach tych, przy użyciu artrometru KT-1000, nie wykazano zmian w stabilności stawu kolanowego, ani różnic istotnych statystycznie pomiędzy grupami. Natomiast Perry i wsp. (2005b) oraz Tagesson i wsp. (2008) porównując ćwiczenia w OŁK i ZŁK u pacjentów po uszkodzeniu WKP także wykazali brak negatywnego wpływu i istotnie statystycznych różnic w stabilności stawu kolanowego. Przy czym w badaniach Tagesson i wsp. (2008) nie wykorzystano standardowej artrometrii, lecz elektrogoniometr CA-4000.

Kilka prac naukowych analizowało efekt różnych obciążeń stosowanych w treningu prostowników stawu kolanowego w OŁK i ich wpływ na stabilność tego stawu, lecz ich wyniki nie wydają się być konkluzywne (Barcellona i wsp. 2015, Bieler i wsp. 2014, Morrissey i wsp. 2009, Nicholettos i wsp. 2013). Nicholettos i wsp. (2013), badając 32 zdrowe osoby udowodnili, że trening prostowników stawu kolanowego w OŁK, zarówno przy zastosowaniu dużych (20 serii, po 2 powtórzenia z obciążeniem 2 RM), jak i małych obciążeń (2 serie, po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM), powoduje natychmiastowe pogorszenie stabilności stawu kolanowego, które zaczyna się poprawiać w ciągu 90 minut. Wyniki pracy Barcellona i wsp. (2016) sugerują, że duże obciążenia (20 serii, po 2 powtórzenia z obciążeniem 20 RM) stosowane w treningu mogą wpływać negatywnie na przednią stabilność stawu kolanowego. W badaniach tych wykorzystano artrometr KT-2000.

Odmienne wyniki uzyskali Bieler i wsp. (2014) na grupie 38 pacjentów po rekonstrukcji WKP, gdzie wykorzystanie dużych obciążeń w OŁK okazało się nie mieć wpływu na PSSK. Grupa wykonująca ćwiczenia z dużym obciążeniem rozpoczynała trening w 8 tygodniu po rekonstrukcji WKP z wykorzystaniem 1 serii po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM. Obciążenia były stopniowo zwiększane w ciągu kolejnych 12 tygodni, aż do uzyskania 6 powtórzeń w jednej serii z obciążeniem 6 RM. Natomiast Barcellona i wsp. (2015) badając osoby po uszkodzeniu WKP wykazali, za pomocą artrometru KT-2000, poprawę stabilności stawu kolanowego w aspekcie ćwiczeń w OŁK z małym obciążeniem (2 serie po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM).

2.2. Przegląd badań w zakresie wpływu rodzaju łańcucha kinematycznego na siłę prostowników stawu kolanowego

Tagesson i wsp. (2008) w grupie 49 pacjentów po uszkodzeniu WKP wykazali większy przyrost siły prostowników stawu kolanowego przy wykorzystaniu OŁK, w porównaniu z ZŁK. Natomiast, jak dowiedli Mikkelsen i wsp. (2000), połączenie ZiOŁK w ćwiczeniach oporowych u pacjentów po rekonstrukcji WKP daje większy przyrost siły niż wykorzystanie jedynie ZŁK. Obie prace naukowe wykorzystywały warunki izokinetyczne do oceny siły mięśniowej.

Z drugiej strony, w pracach Morrissey i wsp. (2002) oraz Perry i wsp. (2005a), siła mięśniowa była oceniana w warunkach izometrycznych, a wyniki tych badań, porównujących wpływ ćwiczeń w ZiOŁK, wykazały brak istotnych statystycznie różnic w odniesieniu do siły mięśniowej. Ponadto Heijne i Werner (2007) przy użyciu pomiaru w warunkach izokinetycznych wykazali, że wczesne wykorzystanie OŁK w postępowaniu rehabilitacyjnym po rekonstrukcji WKP nie powoduje większego przyrostu siły prostowników stawu kolanowego.

2.3. Przegląd badań w zakresie wpływu rodzaju łańcucha kinematycznego na ból i poczucie jakości funkcjonowania stawu kolanowego

Bynum i wsp. (1995) badając 97 pacjentów po rekonstrukcji WKP dowiedli, że ćwiczenia w OŁK mogą być przyczyną występowania większych dolegliwości bólowych stawu kolanowego, a ćwiczenia w ZŁK powodują większe zadowolenie pacjentów z rezultatów rehabilitacji oraz szybszy powrót do codziennych aktywności i zajęć sportowych. Do pomiaru subiektywnych odczuć pacjentów wykorzystano dwie skale: Lysholma i Tegnera. Natomiast Ucar i wsp. (2014), przeprowadzając badania na 58 pacjentach po rekonstrukcji WKP i także wykorzystując skalę Lysholma, zaobserwowali lepszy wpływ ćwiczeń w ZŁK na jakość funkcjonowania stawu kolanowego, niż w przypadku ćwiczeń wykonywanych w OŁK.

Ostatecznie większość autorów zgodnie stwierdziła, że wybór rodzaju łańcucha kinematycznego w ćwiczeniach oporowych nie ma wpływu na dolegliwości bólowe oraz poczucie jakości funkcjonowania stawu kolanowego u pacjentów zarówno po uszkodzeniu WKP jak i po jego rekonstrukcji (Heijne i Werner 2007, Hooper i wsp. 2001, Morrissey i wsp. 2000, Morrissey i wsp. 2002, Perry i wsp. 2005a, Perry i wsp. 2005b, Tagesson i wsp. 2008).

W 4 pracach, które porównywały efekt różnych obciążeń stosowanych podczas wykorzystania OŁK, także zaobserwowano brak istotnych różnic pomiędzy wpływem stosowania dużych, jak i małych obciążeń na ból i poczucie funkcjonowania stawu kolanowego u osób zdrowych, ale także u pacjentów po uszkodzeniu i rekonstrukcji WKP (Barcellona i wsp. 2015, Barcellona i wsp. 2016, Bieler i wsp. 2014, Morrissey i wsp. 2009). Oprócz wspomnianych wcześniej skal subiektywnej oceny jakości funkcjonowania stawu kolanowego i stopnia powrotu do sprawności fizycznej w badaniach wykorzystano także kwestionariusze: Hughston i IKDC. Zestawienie najistotniejszych w rozpatrywanym temacie badań poszczególnych autorów zaprezentowano w tabeli 1.

Tabela 1. Zestawienie danych z przeglądu aktualnej literatury naukowej (wg roku publikacji).

Autorzy	Grupa badana	Zastosowane ćwiczenia	Metody badawcze	Częstotliwość (sesji/tydzień)	Intensywność	Czas trwania sesji	Czas trwania badań	Wyniki i wnioski
1	2	3	4	5	6	7	8	9
Bynum i wsp. (1995)	59 pacjentów po rekonstrukcji WKP przydzielono losowo do dwóch grup: OŁK (n=32) i ZŁK (n=27).	Pacjenci w grupie ZŁK wykonywali zestaw ćwiczeń oporowych, m.in. leg press, przysiady. Grupa OŁK wykonywała zestaw ćwiczeń zawierający: SLR, izotoniczne (od 6 tygodnia) oraz izokinetyczne (od 24 tygodnia) ćwiczenia mięśnia czworogłowego uda.	Artrometr - KT-1000. Ocena siły - brak pomiaru. Kwestionariusz/ankieta - Lysholm, Tegner. Ocena wykonana była przed operacją i rok po niej.	Brak danych.	Brak danych.	Brak danych.	52 tygodnie, od 1 tygodnia do roku po rekonstrukcji WKP.	<ul style="list-style-type: none"> Pacjenci w grupie ZŁK mieli lepszą PSSK i mniejsze dolegliwości bólowe niż pacjenci w grupie OŁK.
Mikkelsen i wsp. (2000)	44 pacjentów po rekonstrukcji WKP przydzielono losowo do dwóch grup: ZŁK (n=22) i ZiOŁK (n=22).	Pacjenci w grupie ZŁK wykonywali zestaw ćwiczeń oporowych w ZŁK, m.in. leg press, przysiady. Grupa ZiOŁK wykonywała ten sam zestaw ćwiczeń i dodatkowo ćwiczenia izokinetyczne w OŁK.	Artrometr - KT-1000. Ocena siły - warunki izokinetyczne. Kwestionariusz/ankieta - własny. Ocena wykonana była przed operacją i 6 miesięcy po niej. Kwestionariusz przeprowadzono 36 miesięcy po operacji.	Brak danych.	Intensywność dla ćwiczeń wspólnych nie została określona, natomiast w ćwiczeniach izokinetycznych dla grupy ZiOŁK był stopniowo zwiększany zakres ruchu, prędkość ruchu ekscentrycznego i ilość powtórzeń.	Brak danych.	18 tygodni, od 6 tygodnia do 6 miesiąca po rekonstrukcji WKP.	<ul style="list-style-type: none"> Nie stwierdzono istotnych różnic w PSSK pomiędzy grupami w odniesieniu do zdrowego i operowanego stawu kolanowego, zarówno przed, jak i po operacji. Stwierdzono istotnie większy przyrost siły mięśnia czworogłowego uda w 6 miesiącu po operacji w grupie ZiOŁK. Grupa ZiOŁK szybciej powróciła do uprawiania sportu na poziomie sprzed urazu i odczuła większą sprawność operowanego stawu kolanowego.

Morrissey i wsp. (2000)	36 pacjentów po rekonstrukcji WKP przydzielono losowo do dwóch grup: ZŁK (n=18) i OŁK (n=18).	Pacjenci w grupie ZŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe m.in. na urządzeniu leg press. Pacjenci w grupie OŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe na urządzeniu do prostowania stawu kolanowego oraz przy użyciu obciążenia mocowanego na podudziu.	Artrometr - Knee Signature System. Kwestionariusz/ankieta - Hughston.	3	3 serie po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM.	Brak danych.	4 tygodnie, rozpoczynali przed 3 tygodniem po rekonstrukcji WKP.	<ul style="list-style-type: none"> W grupie OŁK o 9% gorsza stabilność operowanego stawu kolanowego niż w grupie ZŁK, lecz nieistotna statystycznie. Brak istotnych różnic pomiędzy grupami odnośnie jakości funkcjonowania operowanego stawu kolanowego.
Hooper i wsp. (2001)	37 pacjentów po rekonstrukcji WKP przydzielono losowo do dwóch grup: OŁK (n=19) i ZŁK (n=18).	Pacjenci w grupie ZŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe m.in. na urządzeniu leg press. Pacjenci w grupie OŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe na urządzeniu do prostowania stawu kolanowego oraz przy użyciu obciążenia mocowanego na podudziu.	Urządzenie do analizy chodu (Model 4020H); Kwestionariusz/ankieta - Hughston.	3	3 serie po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM.	Brak danych.	4 tygodnie, pomiędzy 2 a 6 tygodniem po rekonstrukcji WKP.	<ul style="list-style-type: none"> Nie stwierdzono istotnych różnic w parametrach chodu i jakości funkcjonowania operowanego stawu kolanowego pomiędzy grupami.
Morrissey i wsp. (2002)	43 pacjentów po rekonstrukcji WKP przydzielono losowo do dwóch grup: OŁK (n=22) i ZŁK (n=21).	Pacjenci w grupie ZŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe m.in. na urządzeniu leg press. Pacjenci w grupie OŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe na urządzeniu do prostowania stawu kolanowego.	Ocena siły - warunki izometryczne. Kwestionariusz/ankieta - skala VAS (badanie na każdej sesji terapeutycznej), Hughston.	3	3 serie po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM.	Brak danych.	4 tygodnie, pomiędzy 2 a 6 tygodniem po rekonstrukcji WKP.	<ul style="list-style-type: none"> Nie stwierdzono istotnych różnic w dolegliwościach bólowych stawu kolanowego pomiędzy grupami w odniesieniu do zdrowego i operowanego stawu kolanowego zarówno przed, jak i po operacji. Nie stwierdzono istotnych różnic w odniesieniu do siły mięśniowej pomiędzy grupami.

Perry i wsp. (2005a)	49 pacjentów po rekonstrukcji WKP przydzielono losowo do dwóch grup: ZŁK (n=17) i OŁK (n=15).	Pacjenci w grupie ZŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe na urządzeniu leg press. Pacjenci w grupie OŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe na urządzeniu do prostowania stawu kolanowego oraz przy użyciu obciążenia mocowanego na podudziu.	Artrometr - Knee Signature System. Ocena siły - warunki izometryczne. Kwestionariusz/ankieta - Hughston.	3	3 serie po 20 RM (przez pierwsze 3 tygodnie), później 3 serie po 6 RM przez kolejne 3 tygodnie.	Brak danych.	Przez 6 tygodni; od 8 do 14 tygodnia po rekonstrukcji WKP.	<ul style="list-style-type: none"> • Brak istotnych różnic w odniesieniu do siły mięśniowej, stabilności i jakości funkcjonowania stawu kolanowego pomiędzy grupami.
Perry i wsp. (2005b)	64 pacjentów po uszkodzeniu WKP przydzielono losowo do dwóch grup: OŁK i ZŁK.	Pacjenci w grupie ZŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe m.in. na urządzeniu leg press. Pacjenci w grupie OŁK wykonywali jednostronne ćwiczenia oporowe na urządzeniu do prostowania stawu kolanowego oraz przy użyciu obciążenia mocowanego na podudziu.	Artrometr - Knee Signature System. Kwestionariusz/ankieta - Hughston.	3	3 serie po 20 RM (przez pierwsze 3 tygodnie), później 3 serie po 6 RM przez kolejne 3 tygodnie	Brak danych.	Przez 6 tygodni.	<ul style="list-style-type: none"> • Brak istotnych różnic w odniesieniu do stabilności i jakości funkcjonowania stawu kolanowego pomiędzy grupami.
Heijne i Werner (2007)	68 pacjentów po rekonstrukcji WKP przydzielono losowo do czterech grup: P4 (przeszczep z więzadła rzepki, OŁK od 5 tygodnia), P12 (przeszczep z więzadła rzepki, OŁK od 12 tygodnia), H4 (przeszczep z mięśni kulszowo-	Wszyscy pacjenci wykonywali ćwiczenia oporowe w ZŁK od 2 tygodnia po rekonstrukcji WKP, m.in. przysiady, pchanie przy użyciu leg press. W 5 tygodniu pacjenci z grupy P4 i H4 rozpoczęli wykonywanie ćwiczeń w OŁK, a pacjenci z grup P12 i H12 dopiero w 12 tygodniu	Artrometr - KT-1000. Ocena siły - warunki izokinetyczne. Kwestionariusz/ankieta - AKPS. Pomiar wykonany w 3, 5, 7 miesiącu po operacji.	2-3	Ilość powtórzeń, serii i obciążenie były dobierane w zależności od możliwości pacjenta i dolegliwości bólowych.	Brak danych.	Od 4 tygodnia do 7 miesiąca po rekonstrukcji WKP	<ul style="list-style-type: none"> • Wczesne wprowadzenie ćwiczeń w OŁK miało niekorzystny wpływ na stabilność stawu kolanowego po rekonstrukcji WKP, w grupie, w której użyto przeszczepu z mięśni kulszowogoleniowych. • Nie stwierdzono istotnych różnic w odniesieniu do siły mięśniowej i dolegliwości bólowych pomiędzy grupami.

	goleniowych, OŁK od 5 tygodnia), H12 (przeszczep z mięśni kulszowo-goleniowych, OŁK od 12 tygodnia).							
Tagesson i wsp. (2008)	49 pacjentów po uszkodzeniu WKP przydzielonych losowo do dwóch grup: ZŁK i OŁK.	Pacjenci wykonywali ten sam zestaw ćwiczeń oprócz jednego: dla grupy OŁK było to prostowanie stawu kolanowego w pozycji siedzącej, a dla grupy ZŁK - przysiad jednonóż.	Elektrogoniometr - CA-4000. Ocena siły - warunki izokinetyczne. Kwestionariusz/ankieta - Lysholm, KOOS, Tegner.	3	3 serie po 10 powtórzeń. Obciążenie początkowo stanowiło 50% 1 RM, w kolejnych tygodniach zwiększane do 80% 1 RM.	Brak danych.	16 tygodni.	<ul style="list-style-type: none"> • Ćwiczenia mięśnia czworogłowego uda w OŁK spowodowały istotnie większy przyrost siły tego mięśnia niż ćwiczenia w ZŁK. • Brak istotnych różnic pomiędzy grupami.
Morrissey i wsp. (2009)	49 pacjentów przydzielonych do dwóch grup: 1 - pacjenci z uszkodzeniem WKP, 2 - pacjenci po rekonstrukcji WKP.	Pacjenci wykonywali ćwiczenia w OŁK na urządzeniu do prostowania stawu kolanowego oraz w pozycji siedzącej z obciążeniem mocowanym na podudziu.	Artrometr - Knee Signature System. Kwestionariusz/ankieta - Hughston.	3	3 serie po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM przez pierwsze 3 tygodnie, przez kolejne 3 tygodnie - 3 serie po 6 powtórzeń z obciążeniem 6 RM.	Brak danych.	6 tygodni. U pacjentów po rekonstrukcji WKP rozpoczęcie badań w 8 tygodniu po operacji.	<ul style="list-style-type: none"> • Wykazano, że średnia bezwzględna obciążenia w treningu była związana negatywnie (ang. negatively related) z PSSK. • Brak istotnie statystycznych różnic w jakości funkcjonowania stawu kolanowego pomiędzy grupami.
Nicholletos i wsp. (2013)	32 osób zdrowych przydzielono losowo do dwóch grup: 1 - małe obciążenia, 2 - duże obciążenia.	Osoby te wykonywały ćwiczenia oporowe w OŁK na urządzeniu do prostowania stawu kolanowego.	Artrometr - KT-2000. Pomiar wykonany przed sesją treningową oraz bezpośrednio po niej, a także po 45 i 90 minutach od jej zakończenia. Wszystkie pomiary odbywały się w jednym dniu.	Sesja jedno razowa.	Grupa 1 wykonywała 2 serie po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM, a grupa 2 - 20 serii po 2 powtórzenia z obciążeniem 2 RM.	Brak danych.	1 dzień.	<ul style="list-style-type: none"> • Trening prostowników stawu kolanowego w OŁK zarówno przy zastosowaniu dużych, jak i małych obciążeń, powoduje natychmiastowe pogorszenie PSSK, które zaczyna się poprawiać w ciągu 90 minut.

Bieler i wsp. (2014)	38 pacjentów po rekonstrukcji WKP było losowo przydzielonych do dwóch grup: HRT - duże obciążenia, LRT - małe obciążenia.	Grupa HRT i LRT wykonywała jednostronne i obustronne ćwiczenia oporowe w OŁK zarówno zginaczy, jak i prostowników stawu kolanowego.	Artrometr - KT-2000. Moc prostowników - Leg Extensor Power Rig. Kwestionariusz/ankieta - KOOS, Lysholm, Tegner. Pomiar wykonany przed operacją oraz w 7, 14 i 20 tygodniu po niej.	2	Grupa HRT: ćwiczenia obustronne, w pierwszym tygodniu 1 seria po 20 powtórzeń z obciążeniem 20 RM, ostatnie 6 tygodni 1 seria 8 powtórzeń (8 RM). Ćwiczenia jednostronne w pierwszym tygodniu: 2 serie po 15 powtórzeń (20 RM), a w ostatnich 6 tygodniach 3 serie po 8 powtórzeń (8 RM). Grupa LRT: ćwiczenia obustronne, w pierwszym tygodniu 1 seria po 30 powtórzeń z obciążeniem 30 RM, ostatnie 6 tygodni 1 seria 20 powtórzeń (20 RM). Ćwiczenia jednostronne w pierwszym tygodniu: 1 seria po 20 powtórzeń (30RM), w ostatnich 6 tygodniach 2 serie.	30 minut.	12 tygodni, od 8 do 20 tygodnia po rekonstrukcji WKP.	<ul style="list-style-type: none"> • Moc prostowników kończyny operowanej poprawiła się w 14 tygodniu po rekonstrukcji WKP bardziej w grupie HRT niż LRT. • Brak istotnego statystycznie wpływu treningu na PSSK. • Brak istotnej różnicy pomiędzy grupami pod względem bólu i jakości funkcjonowania stawu kolanowego.
----------------------	---	---	--	---	--	-----------	---	--

Ucar i wsp. (2014)	58 pacjentów po rekonstrukcji WKP było losowo przydzielonych do dwóch grup: ZŁK (n=33) i OŁK (n=33).	Grupa ZŁK wykonywała m.in. przysiady, wykroki. Grupa OŁK wykonywała: izometryczne napięcia mięśnia czworogłowego uda, prostowanie siedząc, izotoniczne ćwiczenia mięśnia czworogłowego uda.	Kwestionariusz/ankieta - skala VAS, Lysholm. Pomiary wykonane zostały bezpośrednio po operacji oraz po 3 i 6 miesiącu od rekonstrukcji WKP.	Brak danych.	Brak danych.	Brak danych.	6 miesięcy.	<ul style="list-style-type: none"> Ćwiczenia w ZŁK mają lepszy wpływ na jakości funkcjonowania stawu kolanowego, niż ćwiczenia w OŁK, u pacjentów po rekonstrukcji WKP.
Barcellona i wsp. (2015)	36 pacjentów po uszkodzeniu WKP przydzielono losowo do trzech grup: STAND, LOW, HIGH.	Wszystkie grupy wykonywały ćwiczenia zgodne z wystandaryzowanym protokołem postępowania po uszkodzeniu WKP, jedynie grupy LOW i HIGH wykonywały dodatkowo ćwiczenia oporowe prostowania stawu kolanowego w OŁK w pozycji siedzącej. Grupa LOW z niską, a grupa HIGH z wysoką intensywnością.	Artrometria - KT-2000. Kwestionariusz/ankieta - Lysholm, Tegner, IKDC, Hughston. Pomiary wykonane przed rozpoczęciem treningu oraz w 6 i 12 tygodniu po jego rozpoczęciu.	3	HIGH - 20 serii po 2 powtórzenia (2 RM), a LOW - 2 serie po 20 powtórzeń (20 RM).	45min do 1h.	12 tygodni. Przynajmniej 6 tygodni po uszkodzeniu WKP.	<ul style="list-style-type: none"> PSSK poprawiła się w grupie trenującej z mniejszym obciążeniem. Nie wystąpiła istotna statystycznie różnica pomiędzy pomiarem na początku i po 12 tygodniach treningu w grupie STAND i HIGH. Nie było istotnych różnic pomiędzy grupami w odniesieniu do jakości funkcjonowania stawu kolanowego.
Barcellona i wsp. (2016)	26 osób zdrowych przydzielono losowo do trzech grup: ISOK, LOW, HIGH.	Wszystkie 3 grupy wykonywały ćwiczenia oporowe prostowania stawu kolanowego w OŁK. Grupy LOW i HIGH wykonywały ćwiczenia izotoniczne, a grupa ISOK - ćwiczenia izokinetyczne.	Artrometria - KT-2000. Kwestionariusz/ankieta - Tegner. Pomiary wykonane przed rozpoczęciem treningu oraz w 6 i 12 tygodniu po jego rozpoczęciu.	3	HIGH - 20 serii po 2 powtórzenia (2 RM), LOW - 2 serie po 20 powtórzeń (20 RM), ISOK - 20 serii (2 RM).	Brak danych.	12 tygodni.	<ul style="list-style-type: none"> Trening prostowników stawu kolanowego w OŁK, wykonywany z wykorzystaniem dużych obciążeń, powoduje pogorszenie przedniej stabilności zdrowego stawu kolanowego. Nie było istotnych różnic pomiędzy grupami w odniesieniu do jakości funkcjonowania stawu kolanowego.

3. Cel badań i hipotezy badawcze

Celem pracy jest ustalenie wpływu wczesnego wprowadzenia treningu mięśni prostowników stawu kolanowego w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym na przednią stabilność stawu kolanowego, u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

3.1 Pytania badawcze

1. Czy trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, wpływa na przednią stabilność stawu kolanowego?
2. Czy trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, wpływa na przednią stabilność stawu kolanowego?
3. Jak trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, wpływa na maksymalny moment siły prostowników stawu kolanowego w porównaniu z treningiem wykonywanym jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego?
4. Jak trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, wpływa na ból i poczucie jakości funkcjonowania stawu kolanowego, w porównaniu z treningiem wykonywanym jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego?

3.2 Hipotezy badawcze

1. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, nie ma wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego.
2. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, nie ma wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego.
3. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, powoduje większy przyrost maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego w porównaniu z treningiem wykonywanym jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.
4. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, powoduje większą redukcję bólu i większą poprawę poczucia jakości funkcjonowania stawu kolanowego, niż trening wykonywany jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

4. Materiał, metody oraz narzędzia badawcze

4.1 Materiał badany

W ramach pracy przebadanych zostało trzydziestu dziewięciu mężczyzn, w wieku od 20 do 37 lat, u których przeprowadzona została artroskopowa rekonstrukcja WKP ze względu na jednostronną, pourazową, izolowaną przednią niestabilność stawu kolanowego. U każdego badanego przeszczep pobrany został ze ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych. Wszyscy ochotnicy, zakwalifikowani do badania uprawiali amatorsko sport nie rzadziej niż 2 razy w tygodniu. Osoby badane zostały losowo przydzielone do jednej z dwóch grup (których charakterystyka została przedstawiona w tabeli 2):

- grupa **O**, w której badani wykonywali ćwiczenia oporowe w ZiOŁK,
- grupa **Z**, w której badani wykonywali ćwiczenia oporowe jedynie w ZŁK.

Postępowanie fizjoterapeutyczne było przeprowadzone w Ośrodku Galen Rehabilitacja. Osoby biorące udział w badaniach wyrażały pisemną zgodę na udział w eksperymencie. Wszystkim ochotnikom zostały przedstawione cele, przewidywany czas trwania i przebieg badań. Badani zostali także poinformowani o możliwości zrezygnowania z udziału w eksperymencie na każdym jego etapie. Projekt badań uzyskał aprobatę Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach - uchwała Nr 6/2016 z dnia 10 marca 2016 roku ws. opinii o projekcie eksperymentu medycznego.

Tabela 2. Charakterystyka grupy badanej.

Grupa Charakterystyka (średnia ± sd)	O	Z
	ZiOŁK (n=18)	ZŁK (n=21)
Wiek [lata]	28,6±4,8	27,9±5,1
Wysokość ciała [cm]	179,1±4	180,1±3,9
Masa ciała [kg]	80,1±8,1	83,1±4,8
BMI [kg*m ⁻²]	25,2±2,1	25,5±1,5

Kryteria włączenia do grupy badanej

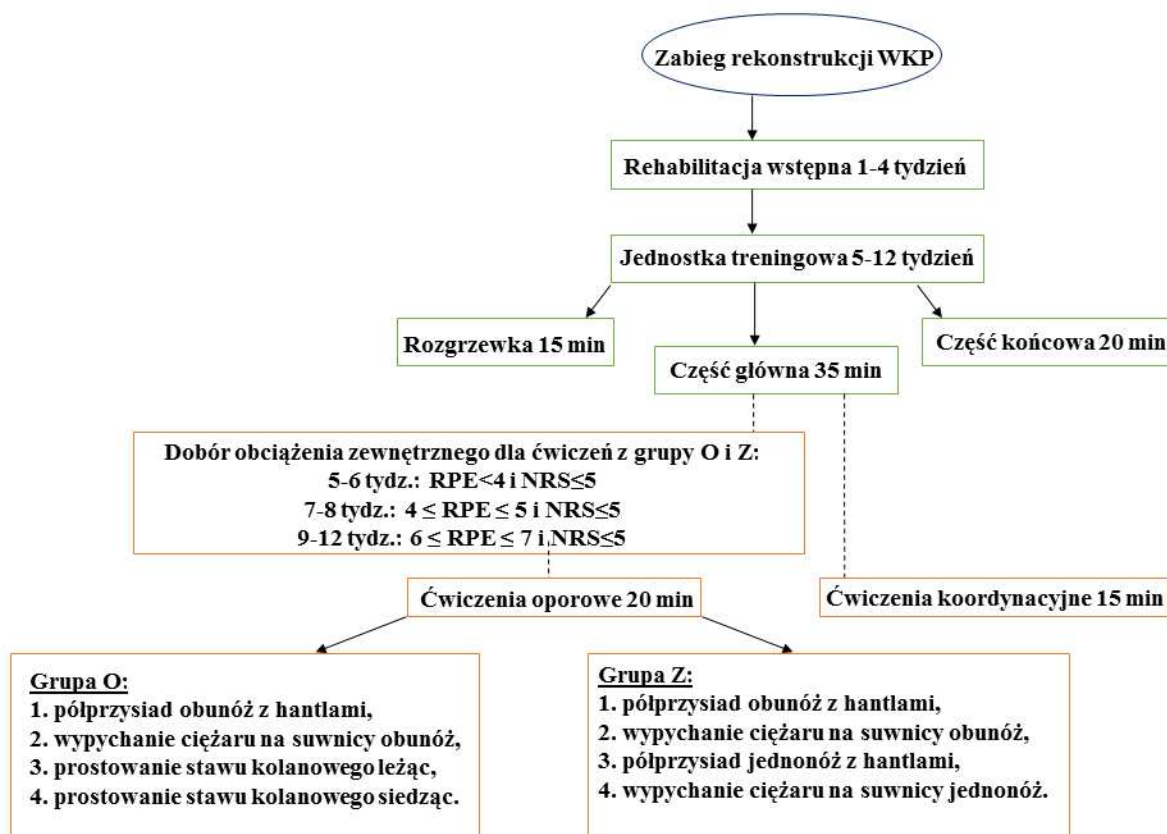
- Rekonstrukcja WKP wykonana pierwotnie, metodą pobrania przeszczepu ze ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych.
- Wiek pomiędzy 18 a 35 lat.

Kryteria wyłączenia z grupy badanej

- Uraz stawu kolanowego kończyny przeciwnej.
- Całkowite usunięcie łąkotki.
- Naprawa łąkotki inna niż z użyciem tylko jednej zszywki łąkotkowej.
- Pobranie ścięgnistego materiału tkankowego do rekonstrukcji WKP z kończyny przeciwnej.
- Uszkodzenie chrząstki stawowej w stopniu 3 lub wyższym.
- Uszkodzenie więzadła pobocznego przyśrodkowego lub bocznego w stopniu wyższym niż I.
- Inne uszkodzenia stawu kolanowego niż wymienione powyżej.
- Powikłania pooperacyjne, takie jak: choroba zatorowo-zakrzepowa, artrofibroza.
- Inne przeciwwskazania do rehabilitacji ruchowej.

4.2 Program treningowy

Wszyscy pacjenci rozpoczęli wystandardyzowane postępowanie rehabilitacyjne po wykonanym zabiegu rekonstrukcji WKP, opracowane na podstawie własnych doświadczeń oraz najnowszych wytycznych zaproponowanych przez van Grinsvena i wsp. (2010) oraz Granta (2013). Schemat protokołu postępowania rehabilitacyjnego przedstawia ryc. 6.



Ryc. 6. Schemat protokołu postępowania rehabilitacyjnego.

Rehabilitacja wstępna

Przez pierwsze 4 tygodnie badani wykonywali:

- ćwiczenia czynne stawu kolanowego tak, aby stopniowo poprawiać zakres jego ruchomości,
- ćwiczenia izometryczne mięśnia czworogłowego uda oraz mięśni pośladkowych,
- ćwiczenia chodu przy pomocy kul łokciowych,
- zalecenia przeciwobrzękowe, czyli kompresjoterapia przeciwległej kończyny zdrowej, elewacja kończyny operowanej, zimne okłady, krioterapia domowa, ruchy czynne stawu skokowego,
- zalecenia dotyczące ortezy, która powinna być zdejmowana jedynie w trakcie ćwiczeń.

Po tym okresie badani byli w stanie chodzić bez pomocy kul i posiadali zakres ruchomości stawu kolanowego wynoszący przynajmniej 0° wyprostu oraz 100° zgięcia.

Od 5 tygodnia pooperacyjnego, osoby badane uczestniczyły w sesjach rehabilitacyjnych (jednostkach treningowych) 3 razy w tygodniu, przez kolejne 8 tygodni.

Jednostka treningowa

Czas trwania jednostki treningowej to około 70 minut. Etapy jednostki treningowej oraz jej elementy przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Etapy jednostki treningowej.

Etap	Czas [min]	Zastosowana terapia lub ćwiczenia
Rozgrzewka	15	<ul style="list-style-type: none">• Jazda na rowerze stacjonarnym lub chód na bieżni.• Rozciąganie dynamiczne mięśni pośladkowych oraz mięśni uda i podudzia, których trudność dostosowana jest do możliwości badanego i okresu pooperacyjnego.• Ćwiczenia poprawiające kontrolę mięśnia czworogłowego uda.
Część główna	35	<ul style="list-style-type: none">• Ćwiczenia oporowe (20 min.) uzależnione od przynależności do grupy O lub Z.• Ćwiczenia koordynacyjne (w tym m.in. reedukacja chodu, ćwiczenia równoważne, poruszanie się wielokierunkowe), które trwały około 15 minut.
Część końcowa	20	<ul style="list-style-type: none">• Elementy terapii manualnej - mobilizacje stawowe, techniki rozluźniania mięśniowo-powięziowego oraz mobilizacje blizn pooperacyjnych.• Rolling mięśni ud i podudzia.

Dobór obciążenia zewnętrznego na podstawie intensywności wysiłku

W 5 i 6 tygodniu po operacji trening miał charakter wstępnej adaptacji. Główny nacisk kładziony był na poprawność techniki wykonania każdego z ćwiczeń oporowych. Obciążenia na tym etapie były dobierane w taki sposób, aby intensywność wysiłku oceniana po wykonaniu danego ćwiczenia była mniejsza niż 4 RPE, a dolegliwości bólowe nie przekraczały 5 punktów według skali NRS. Ten okres adaptacji powinien ułatwić dobór właściwego obciążenia zewnętrznego na kolejnym etapie treningu.

Na początku 7 tygodnia, na osobnej sesji rehabilitacyjnej, określona została wartość obciążenia zewnętrznego dla każdego z czterech ćwiczeń. Wartość ta powinna odpowiadać intensywności wysiłku na poziomie 4-5 RPE, po wykonaniu 15 powtórzeń pojedynczego

ćwiczenia. Badani wykonywali ćwiczenia z tą intensywnością przez 2 tygodnie, aż do końca 8 tygodnia pooperacyjnego.

Z początkiem 9 tygodnia, na osobnej sesji rehabilitacyjnej, ponownie została określona wartość obciążenia zewnętrznego dla każdego z czterech ćwiczeń tak, aby intensywność wysiłku była na poziomie 6-7 RPE, po wykonaniu 15 powtórzeń pojedynczego ćwiczenia. Trening z tą intensywnością prowadzony był przez kolejne 4 tygodnie, aż do końca 12 tygodnia.

Akceptowalny ból stawu kolanowego podczas wykonywania ćwiczeń to maksymalnie 5 w skali NRS. Jeżeli pacjent odczuwał ból uniemożliwiający rozpoczęcie treningu z danym obciążeniem został wyłączony z grupy badanej.

Podsumowując:

- 5-6 tydzień - intensywność wysiłku <4 RPE,
- 7-8 tydzień - intensywność wysiłku 4-5 RPE,
- 9-12 tydzień - intensywność wysiłku 6-7 RPE.

Protokół określania intensywności wysiłku

Pomimo, iż wielu autorów wykorzystuje skalę OMNI-RES w treningu oporowym (Duncan i wsp. 2006, Naclerio i wsp. 2015, Shinya Yamauchi i wsp. 2013), żaden z nich nie przedstawia sposobu doboru obciążenia zewnętrznego, czy określenia intensywności wysiłku, jako formy poprzedzającej trening. Z tego względu w niniejszej pracy zaproponowano protokół doboru obciążenia zewnętrznego w taki sposób, aby osiągnąć odpowiednią intensywność wysiłku dla pojedynczej serii danego ćwiczenia.

Protokół wyznaczania obciążenia zewnętrznego dla każdego z ćwiczeń oporowych (zdefiniowanych w podrozdziale 4.2 dla grupy **O** i **Z**) na podstawie oceny intensywności wysiłku:

1. badany przed przystąpieniem do testu wykonywał rozgrzewkę trwającą około 15 minut. Była ona wykonywana w taki sam sposób, jak rozgrzewka na początku jednostki treningowej,
2. badany wykonywał 10 powtórzeń z bardzo niską wartością obciążenia zewnętrznego, jako forma przygotowania do testu właściwego (intensywność na poziomie RPE<4),
3. po 3 minutach przerwy, badany wykonywał 15 powtórzeń ćwiczenia, z takim obciążeniem zewnętrznym, aby intensywność wysiłku oceniana subiektywnie po

wykonaniu ćwiczenia wynosiła: 5-6 tydzień: RPE<4; 7-8 tydzień: 4-5 RPE; 9-12 tydzień: 6-7 RPE,

4. jeżeli wartość RPE była większa lub mniejsza od zakładanej - po 3 minutach przerwy, badany powtarzał ćwiczenie z ponownie dobranym obciążeniem zewnętrznym,
5. gdy cel nie został osiągnięty, badany musiał wrócić do punktu 4.

Po ustaleniu obciążenia po każdym z 4 ćwiczeń oporowych następowały 3 minuty przerwy.

Ćwiczenia oporowe

Badani w każdej grupie wykonywali 4 ćwiczenia oporowe. Każde ćwiczenie było wykonywane w 2 seriach, po 15 powtórzeń. Przerwa pomiędzy ćwiczeniami i seriami wynosiła 2 minuty. Ćwiczenia te zestawione są w tabeli 4.

Tabela 4. Rodzaje ćwiczeń oporowych dla grupy **O** i **Z**.

Ćwiczenie	Grupa O	Grupa Z
1.	Półprzysiad obunóż z hantlami	
2.	Wypychanie ciężaru na suwnicy obunóż	
3.	Prostowanie stawu kolanowego leżąc	Półprzysiad jedenonóż z hantlami
4.	Prostowanie stawu kolanowego siedząc	Wypychanie ciężaru na suwnicy jedenonóż

Opis ćwiczeń oporowych w grupie O:

1. Półprzysiad obunóż z hantlami

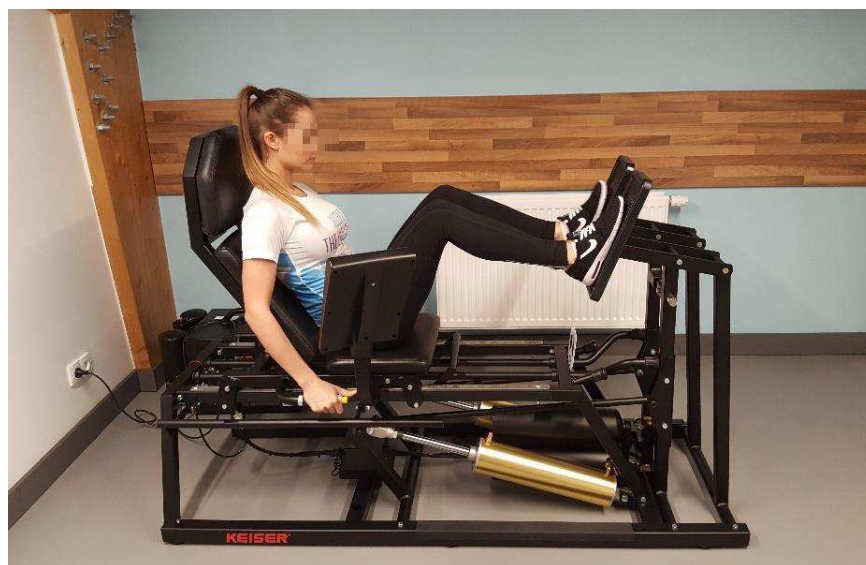
Badani wykonywali ćwiczenie (ryc. 7) w swoim obuwiu. Stopy ustawione były na szerokość stawów biodrowych, równoległe do siebie. Hantle trzymane były w rękach, przy wyprostowanych stawach łokciowych. Tułów pozostawał wyprostowany tak, aby zachować neutralne ustawienie krzywizn kręgosłupa. Podczas wykonania ćwiczenia stawy kolanowe podążały zgodnie z kierunkiem ustawienia stóp, nie przekraczając linii palców. Zginanie stawów kolanowych odbywało się, aż do osiągnięcia kąta 90°. Przez pierwsze 2 tygodnie treningu, zginanie stawów kolanowych odbywało się do kąta 45°.



Ryc. 7. Półprzysiad obunóż z hantlami.

2. Wypychanie ciężaru na suwnicy obunóż

Badani wykonywali ćwiczenie na suwnicy AIR300 marki Keiser, w swoim obuwiu, ze stopami ustawionymi równoległe do siebie (ryc. 8). Badani trzymali uchwyty, znajdujące się po obu stronach siedziska. Tułów przylegał do oparcia. Podczas wykonania ćwiczenia stawy kolanowe podążały od kąta zgięcia 90° , aż do osiągnięcia pełnego wyprost. Przez pierwsze 2 tygodnie treningu, początkowy kąt zgięcia stawów kolanowych wynosił 45° .



Ryc. 8. Wypychanie ciężaru na suwnicy obunóż.

3. *Prostowanie stawu kolanowego leżąc*

Ćwiczenie wykonywane było na urządzeniu BTE Primus RS (ryc. 9). Badani byli ustawieni w pozycji leżenia tyłem. Kończyny górne były ustawione wzdłuż tułowia, z rękoma trzymającymi za brzegi siedziska. Opór ustawiony był na piszczeli, w odległości 10 cm od osi obrotu stawu kolanowego. Prostowanie stawu kolanowego odbywało się od kąta 90° zgięcia do osiągnięcia pełnego wyprost. Przez pierwsze 2 tygodnie treningu, prostowanie stawu kolanowego odbywało się w zakresie 90° do 45° .



Ryc. 9. *Prostowanie stawu kolanowego leżąc.*

4. *Prostowanie stawu kolanowego siedząc*

Ćwiczenie było wykonywane na urządzeniu BTE Primus RS (ryc. 10). Badani siedzieli na fotelu z plecami i głową opartymi o oparcie, ze zgiętymi stawami biodrowymi pod kątem 90° . Kończyny górne były ustawione wzdłuż tułowia, z rękoma trzymającymi za brzegi siedziska. Opór ustawiony był na piszczeli, w odległości 10 cm od osi obrotu stawu kolanowego. Prostowanie stawu kolanowego odbywało się od kąta 90° zgięcia do osiągnięcia pełnego wyprost. Przez pierwsze 2 tygodnie treningu, prostowanie stawu kolanowego odbywało się w zakresie 90° do 45° .



Ryc. 10. Prostowanie stawu kolanowego siedząc.

Opis ćwiczeń oporowych w grupie Z:

1. Półprzysiad obunóż z hantlami

Sposób wykonania ćwiczenia jest taki sam jak w grupie O (ryc.7).

2. Wypychanie ciężaru na suwnicy obunóż

Sposób wykonania ćwiczenia jest taki sam jak w grupie O (ryc. 8).

3. Półprzysiad jednonóż z hantlami

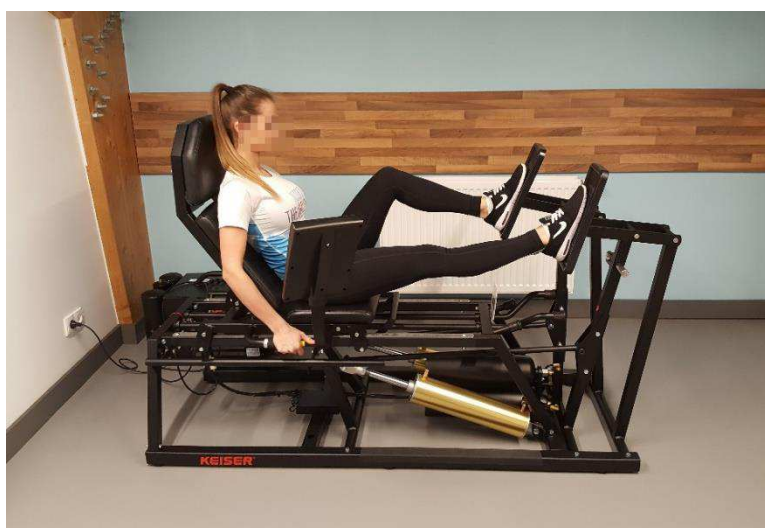
Badany wykonywał ćwiczenie (ryc. 11) w swoim obuwiu. Stopa kończyny operowanej była oparta o podłogę, podczas gdy druga nie dotykała podłogi. Hantle trzymane były w rękach, przy wyprostowanych stawach łokciowych. Tułów pozostawał wyprostowany tak, aby zachować neutralne ustawienie krzywizn kręgosłupa. Podczas wykonania ćwiczenia staw kolanowy podążał zgodnie z kierunkiem ustawienia stóp, nie przekraczając linii palców. Zginanie stawów kolanowych odbywało się, aż do osiągnięcia kąta 90°. Przez pierwsze 2 tygodnie treningu zginanie stawów kolanowych odbywało się do kąta 45°.



Ryc. 11. Półprzysiad jednonóż z hantlami.

4. Wypychanie ciężaru na suwnicy jednonóż

Badani wykonywali ćwiczenie na suwnicy AIR300 marki Keiser (ryc. 12), w swoim obuwiu, ze stopami ustawionymi równoległe do siebie. Badani trzymali uchwyty, znajdujące się po obu stronach siedziska. Tułów przylegał do oparcia. Podczas wykonania ćwiczenia stawy kolanowe podążały od kąta zgięcia 90° , aż do osiągnięcia pełnego wyprost. Przez pierwsze 2 tygodnie treningu, początkowy kąt zgięcia stawów kolanowych wynosił 45° .



Ryc. 12. Wypychanie ciężaru na suwnicy jednonóż.

Przerwy wypoczynkowe

W treningu siłowym Willardson i wsp. (2008) zalecają przerwy wypoczynkowe od 2 do 5 minut. W niniejszej pracy przerwy wypoczynkowe pomiędzy kolejnymi ćwiczeniami, kolejnymi seriami, a także po rozgrzewce wynosiły 2 minuty.

Podczas testów siły mięśniowej Brown i Weir (2001) zalecają przerwy wypoczynkowe od 1 do 5 minut. W niniejszej pracy, podczas sesji, na której dobierane było obciążenie zewnętrzne na podstawie intensywności wysiłku, przerwy wypoczynkowe pomiędzy kolejnymi ćwiczeniami i kolejnymi seriami, a także po rozgrzewce wynosiły 3 minuty.

4.3 Program badań

Każdy badany otrzymał wyjaśnienia dotyczące celu i przebiegu wykonywanej procedury oraz został powiadomiony o konieczności natychmiastowego zgłoszenia osobie badającej ewentualnych doznań bólowych, gdyby pojawiły się w trakcie przeprowadzania testu. Przebieg badania był zgodny z instrukcją urządzeń. Każdy z pacjentów poddany był następującej procedurze badawczej:

- badanie ankietowe - kwestionariusz IKDC (oceniający subiektywnie odczucia bólowe oraz funkcjonowanie stawu kolanowego),
- badanie artrometryczne, czyli pomiar PSSK w płaszczyźnie strzałkowej,
- pomiar siły mięśniowej prostowników i zginaczy obu stawów kolanowych w warunkach izometrycznych.

Każdy z badanych został poddany procedurze badawczej 3-krotnie, na osobnych sesjach:

- pod koniec 4 tygodnia pooperacyjnego,
- pod koniec 8 tygodnia pooperacyjnego,
- pod koniec 12 tygodnia pooperacyjnego.

Kwestionariusz IKDC

Skala subiektywnej oceny IKDC składa się z trzech części, dotyczących odpowiednio: dolegliwości, aktywności fizycznej oraz funkcji w zakresie czynności życia codziennego. Blok pierwszy zawiera pytania odnoszące się do takich dolegliwości, jak: ból, uczucie sztywności, obrzęk stawu, uczucie „blokowania” oraz poczucie niestabilności („załamywania się”) stawu kolanowego. Badany ma za zadanie wybrać i zaznaczyć jedną z odpowiedzi przewidzianych dla danego pytania, najlepiej odpowiadającą jego obecnym dolegliwościom

i możliwościom. Dla każdej odpowiedzi przypisana jest określona liczba punktów zgodnie z zasadą, że 0 oznacza największe dolegliwości lub najbardziej ograniczoną funkcję, a 10 oznaczane jest w sytuacji braku ograniczeń i dolegliwości. Możliwości wyboru odpowiedzi różnią się w zależności od pytania. Najwyższy końcowy wynik możliwy do osiągnięcia wynosi 100 procent (Collins i wsp. 2011, Piontek i wsp. 2012). Sposób punktowania zastosowany w niniejszej pracy jest zgodny z instrukcją zaproponowaną przez Irrgang i wsp. (1998).

Wynik pomiaru wyrażony w procentach został określony jako zmienna **I**. Wyniki kwestionariusza IKDC uzyskane w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP, zostały opisane odpowiednio jako zmienne: **I4, I8 i I12**.

Badanie artrometryczne

Badanie zostało przeprowadzone na artrometrze GNRB firmy Genourob. Ocenia on PSSK, czyli przednie przesunięcie kości piszczelowej w stosunku do kości udowej, w płaszczyźnie strzałkowej.

Przygotowanie pacjenta do badania oraz samo wykonanie pomiaru zostały opracowane na podstawie zaleceń producenta oraz wytycznych opisanych przez Collette i wsp. (2012). Przed rozpoczęciem badania terapeuta zaznaczał obie guzowatości piszczeli za pomocą markera. W pierwszej kolejności testowana była kończyna dolna nieoperowana. Stawy kolanowe musiały być odsłonięte do badania. Badany był ułożony na kozetce w swobodnej pozycji leżenia tyłem, z kończyną dolną testowaną ustawioną w obrębie urządzenia pomiarowego w taki sposób, żeby szpara stawu kolanowego była zlokalizowana między elementem podpierającym udo oraz elementem podpierającym podudzie z uwzględnieniem neutralnej rotacji piszczeli.

Dla utrwalenia danego ustawienia kończyny dolnej zapięte zostały pasy stabilizujące na okolice rzepki. Dodatkowo zapinane były pasy stabilizujące okolicę stawu skokowego, a terapeuta odczytywał i zapisywał odległość definiującą lokalizację pięty. Było to niezbędne dla odtworzenia pierwotnego ustawienia kończyny dolnej podczas dokonywania kolejnych pomiarów. Ustawienie kończyny dolnej w obrębie urządzenia pomiarowego wymusza niewielkie zgięcie stawu kolanowego - około 20°. Jest to wartość zmienna osobniczo, zależna między innymi od długości kończyn dolnych.

Następnie umieszczano czujnik przemieszczenia kości piszczelowej na guzowatości kości piszczelowej (w miejscu wcześniej oznaczonym markerem). Czujnik powinien znajdować się w osi kończyny dolnej. W ustawieniach urządzenia wybiera się docelową

wartość siły, która ma zadziałać na podudzie, powodując jego przesunięcie w kierunku przednim w stosunku do uda, w płaszczyźnie strzałkowej. Ułożenie kończyny dolnej do badania przedstawiono na rycinie 13.

Bezpośrednio przed rozpoczęciem próby, po wprowadzeniu wszystkich danych, badany był poinformowany o konieczności rozluźnienia się w trakcie badania (o tym warunku badający przypominał każdorazowo przed wykonaniem pomiaru).

Bezpośredni pomiar polegał na tym, iż element podpierający łydkę zaczynał wywierać na nią narastający nacisk od strony tylnej w kierunku przednim, aż do osiągnięcia wartości siły równej 89 N. Czujnik przemieszczenia rejestrował wielkość przesunięcia się guzowatości piszczelowej. Badający wykonywał 5 takich pomiarów, zaliczając dwa pierwsze do pomiarów próbnych, a trzy następne do pomiarów właściwych (pomiarów próbnych nie były nanoszone na wykres i nie są uwzględniane w statystykach).

Po zakończeniu testowania zdrowej kończyny dolnej, następował analogiczny pomiar w zakresie drugiej kończyny. Wynik przesunięcia kości piszczelowej opisywany w pracy jako zmienna S , rejestrowany był co 5 N i podany w milimetrach. Wyniki pomiarów w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP, zostały opisane odpowiednio jako zmienne: S_4 , S_8 i S_{12} .



Ryc. 13. Ułożenie kończyny dolnej do badania artrometrycznego.

Rzetelność artrometru GNRB

Przed przystąpieniem do badań, została sprawdzona rzetelność i powtarzalność pomiarów artrometru GNRB. W tym celu zostały obliczone współczynniki korelacji wewnątrzklasowej – ICC (*ang. intraclass correlation coefficient*). Wartość współczynnika ICC mieści się w przedziale od 0 (brak rzetelności) do 1 (rzetelność doskonała), a interpretuje się ją w następujący sposób: < 0,40 – rzetelność słaba, 0,40–0,75 – rzetelność umiarkowana i > 0,75 – rzetelność doskonała (Weir 2005).

Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej dla pojedynczego pomiaru został wyliczony według poniższego równania:

$$ICC_{2,1} = \frac{MSB - MSE}{MSB + (l-1)MSE + l(MSR - MSE)/j}$$

gdzie:

$ICC_{2,1}$ – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej dla pojedynczego pomiaru,

MSB – średnia suma kwadratów między obiektami,

MSE – średnia suma kwadratów błędu,

MSR – średnia suma kwadratów między pomiarami,

j – liczba obiektów,

l – liczba powtarzanych pomiarów każdego obiektu.

Współczynnik rzetelności (R) został wyliczony według poniższego równania:

$$R = \frac{sR1}{1 + R(s - 1)}$$

gdzie:

R – współczynnik rzetelności,

RI – ICC pojedynczego pomiaru,

s – liczba pomiarów niezbędna do osiągnięcia wymaganego poziomu rzetelności.

Przeprowadzona analiza rzetelności wykazała, że aby otrzymać rzetelny i powtarzalny wynik przy wykorzystaniu artrometru GNRB, należy przeprowadzić przynajmniej 3 pomiary stabilności ($ICC = 0,85$).

Izometryczna ocena siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego

Badania zostały przeprowadzone na dynamometrze BTE Primus RS (Baltimore Therapeutic Equipment, Hanover, USA). Skurcz prostowników i zginaczy podczas pomiaru miał charakter izometryczny. Przed każdym testem następowała kalibracja urządzenia oraz rozgrzewka pacjenta, polegająca na jeździe na rowerze stacjonarnym przez 5 minut. Badanego umieszczano na fotelu z plecami i głową opartymi o specjalnie wyprofilowane oparcie, ze zgięciem stawów biodrowych pod kątem 90°. Kończyny górne ustawione były wzdłuż tułowia ze zgiętymi stawami łokciowymi i dłońmi opartymi na udach. Głębokość siedziska była ustawiona tak, aby doły podkolanowe znajdowały się w odległości około 3 cm od brzegu siedziska, podudzia zwisały wolno, stawy kolanowe w zgięciu 90°. Oś obrotu goniometru ustawiano dokładnie z osią obrotu stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej, która przebiega horyzontalnie przez kłykcie kości udowej. W celu stabilizacji pozycji pacjent przypinany był pasem piersiowym i biodrowym oraz pasami udowymi. Przed wykonaniem pomiaru MVC (*ang. maximal voluntary contraction*), badający ustalał pozycję zgięcia stawu kolanowego wynoszącą 60° i długość ramienia dźwigni 15 cm. Wykonane zostały 3 próby. Czas odpoczynku pomiędzy poszczególnymi próbami wynosił 1 minutę. Ustawienie katowe oraz czas trwania przerwy zostały ustalone na podstawie wytycznych zaproponowanych przez Browna i Weira (2001). Ułożenie osoby badanej podczas pomiaru przedstawiono na rycinie 14.

Wynikiem pomiaru był maksymalny moment siły wyrażony w Nm. Wynik pomiaru siły prostowników określony został jako zmienna **PR**, a zginaczy jako zmienna **ZG**. Wyniki pomiarów siły prostowników w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP, zostały opisane odpowiednio jako zmienne: **PR4**, **PR8** i **PR12**. Natomiast wyniki pomiarów siły zginaczy w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP, zostały opisane odpowiednio jako zmienne: **ZG4**, **ZG8** i **ZG12**.



Ryc. 14. Uczestnik badania podczas pomiarów siły prostowników stawu kolanowego.

Rzetelność systemu PRIMUS RS

Przed przystąpieniem do badań, została sprawdzona rzetelność i powtarzalność pomiarów dynamometru BTE PRIMUS RS. W tym celu zostały obliczone współczynniki korelacji wewnątrzklasowej – ICC (*ang. intraclass correlation coefficient*). Przeprowadzona analiza rzetelności wykazała, że aby otrzymać rzetelny i powtarzalny wynik izometrycznej siły mięśniowej, należy przeprowadzić przynajmniej trzy pomiary (ICC = 0,835).

4.4 Metody statystyczne

W celu rozwiązania problemu badawczego zostały zastosowane analizy empiryczne oraz eksploracyjne o charakterze porównawczym i modelowym. Wykorzystane zostały metody ekonometrii modelowej oraz metody porównawcze i korelacyjne (Maestas i Preuhs 2000, McCullough i Wilson 2005, Maszczyk i wsp. 2011, 2012, 2014).

W pierwszym etapie badań empirycznych sporządzono analizy opisowe badanych zmiennych uwzględniając współczynniki zmienności, średnie i odchylenia standardowe wartości danych pomiarowych. Wynikowe wartości miar położenia (\bar{x}), zmienności (V) oraz rozproszenia (S), obliczone zostały według wzoru:

$$V_{(x)} = \frac{S_{(x)}}{\bar{x}} * 100\%$$

W celu oceny dynamiki zjawiska zbudowany został szereg czasowy (dynamiczny), w którym rozpatrywane były poziomy zmiennych - wyniki pomiarów, w funkcji czasu.

Wprowadzając numerację jednostek czasu $t=0$ do $t=n-1$ oraz podporządkowując tym numerom zaobserwowane poziomy badanego zjawiska, uzyska się tzw. realizację procesu stochastycznego, w postaci szeregu czasowego (Sobczyk 2002, Snarska 2005).

Do analizy zmienności dynamiki zjawiska, wykorzystane zostały przyrosty absolutne oraz indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe.

Każdorazowo sprawdzano stopień dopasowania funkcji trendu do danych empirycznych (Ostasiewicz i wsp. 2006, Snarska 2005, Sobczyk 2002). W tym celu, wykorzystany został współczynnik zbieżności, który wyraża się wzorem:

$$\varphi^2 = \frac{\sum [x_i - f(t)]^2}{\sum (x_i - \bar{x})^2}$$

W drugim etapie badań zastosowana została analiza korelacji Pearsona (r) oraz analiza wariancji ANOVA, w celu przeanalizowania i określenia zależności pomiędzy treningiem oporowym prostowników stawu kolanowego w ZiOŁK oraz jedynie w ZŁK, a wszystkimi analizowanymi zmiennymi.

5. Wyniki badań

5.1 Analizy wstępne

Wyniki wykonanych analiz dla badanych zmiennych, w zakresie statystyki opisowej zaprezentowano w tabelach 5 do 12.

Tabela 5. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych S w grupie O, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
S4 [mm]	6,205	2,478	39,930
S8 [mm]	6,391	2,219	34,715
S12 [mm]	6,472	2,132	32,938

Tabela 6. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych S w grupie Z, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
S4 [mm]	5,363	1,670	31,137
S8 [mm]	5,727	1,571	27,432
S12 [mm]	5,625	1,529	27,188

Kolejno, sprawdzono rozkłady wszystkich analizowanych zmiennych, dla poszczególnych okresów pomiarowych. Stwierdzono, iż wyniki miar położenia, zmienności oraz rozproszenia zmiennych wykazują zróżnicowane rozkłady. Analiza obliczonych współczynników zmienności (V) pomiarów PSSK wskazuje, że największe zróżnicowanie w grupie O występowało w wartościach zmiennej S4 (40%). W grupie Z, największe zróżnicowanie występowało w wartościach zmiennej S4 (31%) (tabela 5, tabela 6).

Tabela 7. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych PR w grupie O, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
PR4 [Nm]	297,237	179,887	60,520
PR8 [Nm]	429,974	202,275	47,044
PR12 [Nm]	569,658	161,216	28,301

Tabela 8. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych **ZG** w grupie **O**, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
ZG4 [Nm]	269,368	67,012	24,878
ZG8 [Nm]	381,711	90,059	23,594
ZG12 [Nm]	440,737	123,613	28,047

Tabela 9. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych **PR** w grupie **Z**, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
PR4 [Nm]	324,238	121,899	37,596
PR8 [Nm]	498,548	158,520	31,796
PR12 [Nm]	620,071	142,836	23,035

Tabela 10. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych **ZG** w grupie **Z**, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
ZG4 [Nm]	287,071	88,070	30,679
ZG8 [Nm]	397,476	80,554	20,266
ZG12 [Nm]	454,119	74,235	16,347

Analiza obliczonych współczynników zmienności (V) pomiarów maksymalnych momentów sił zginaczy i prostowników stawu kolanowego wskazuje, że największe zróżnicowanie w grupie **O** występowało w wartościach zmiennych: **PR4** (60%) i **ZG12** (28%). W grupie **Z**, największe zróżnicowanie występowało w wartościach zmiennych: **PR4** (37%) i **ZG4** (31%) (tabela 7-10).

Tabela 11. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych **I** w grupie **O**, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
I4 [%]	38,368	8,597	22,407
I8 [%]	53,000	10,000	18,868
I12 [%]	71,211	9,205	12,926

Tabela 12. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych I w grupie Z, w poszczególnych tygodniach pomiarowych.

Zmienna	Średnia	S	V
I4 [%]	41,429	9,250	22,327
I8 [%]	59,381	16,518	27,817
I12 [%]	71,619	13,905	19,415

Analiza obliczonych współczynników zmienności pomiarów IKDC wskazuje, że największe zróżnicowanie w grupie **O** występowało w wartościach zmiennej **I4** (22%). W grupie **Z**, największe zróżnicowanie występowało w wartościach zmiennej **I8** (28%) (tabela 11, tabela 12).

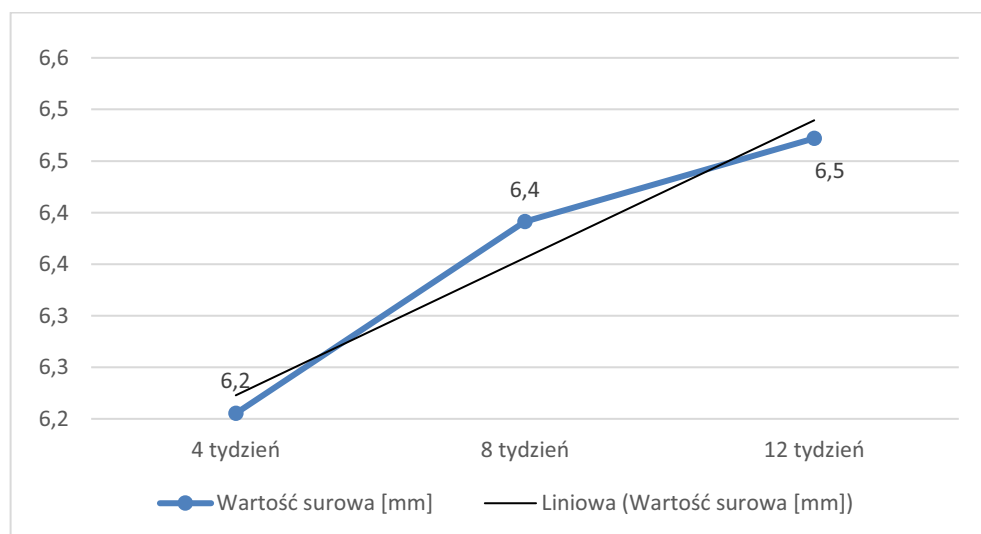
5.2 Analiza dynamiki zmienności danych pomiarowych w obydwu badanych grupach

Przednia stabilność stawu kolanowego

Ogólna charakterystyka liczbowa uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych zmiennej S w grupie O przedstawiona została w tabeli 13. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej S w grupie O , zaprezentowano na wykresie 1.

Tabela 13. Przyrosty absolutne wartości zmiennej S w grupie O .

Zmienna	Wartości rzeczywiste [mm]	Przyrosty jednopodstawowe [mm]	Przyrosty łańcuchowe [mm]
S4	6,2	0	0
S8	6,4	0,2	0,2
S12	6,5	0,3	0,1



Wykres 1. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej S w grupie O , z trendem liniowym (wartości w mm).

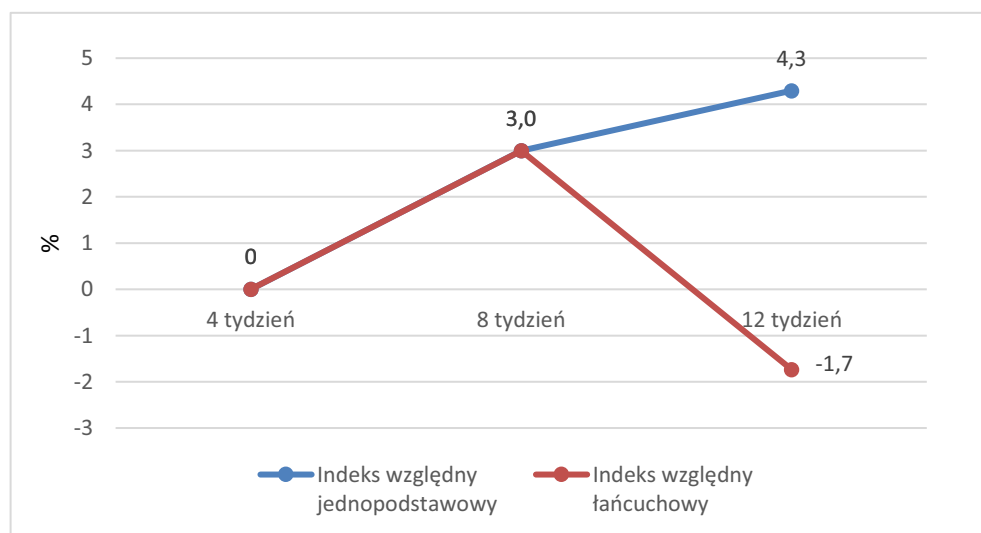
Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości zmiennej S w grupie O miały tendencje wzrostowe (tabela 13, wykres 1). Biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe, można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej S w tej grupie pomiędzy 4 a 12 tygodniem o 0,3 mm (tabela 13, wykres 1).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. Pomiedzy 4 a 8 tygodniem całkowity procentowy wzrost

wartości zmiennej **S** wyniósł 3%, z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych. Najwyższy spadek procentowy z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych zanotowano w 12 tygodniu, o 1,7% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 14, wykres 2).

Tabela 14. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej **S** w grupie **O**.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
S4	100,0	100,0
S8	103,0	103,0
S12	104,3	101,3



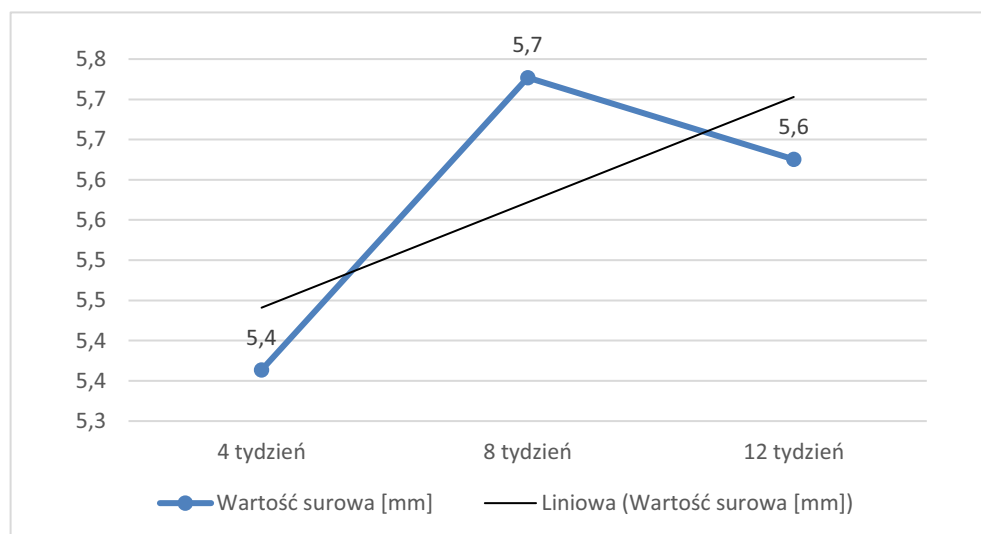
Wykres 2. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **S** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej **S** w grupie **O** były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie duża.

Tabela 15 prezentuje uzyskane wartości przyrostów absolutnych zmiennej **S** w grupie **Z**. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej **S** w grupie **Z** zaprezentowano na wykresie 3.

Tabela 15. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej *S* w grupie *Z*.

Zmienna	Wartości rzeczywiste [mm]	Przyrosty jednopodstawowe [mm]	Przyrosty łańcuchowe [mm]
S4	5,4	0	0
S8	5,7	0,4	0,4
S12	5,6	0,3	-0,1



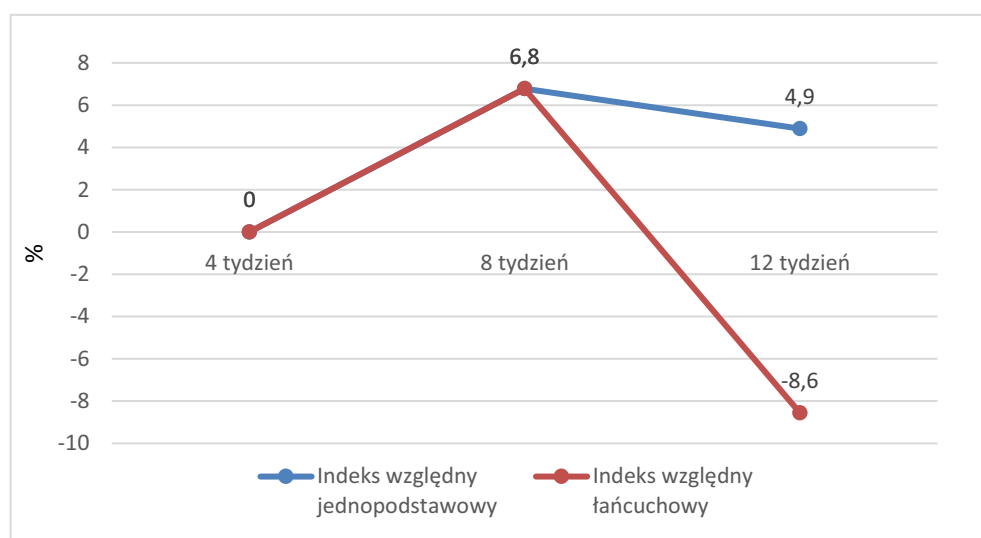
Wykres 3. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej *S* w grupie *Z*, z trendem liniowym (wartości w mm).

W tej analizowanej grupie, można było zaobserwować, że wartości zmiennej *S* w grupie *Z*, miały tendencje wzrostowe o niewielkim spadku w 12 tygodniu (tabela 15, wykres 3). W porównaniu z 4 tygodniem, biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe, można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej *S* w tej grupie w 8 tygodniu o 0,4 mm (tabela 15, wykres 3).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W 8 tygodniu całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 6,8% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych (w odniesieniu do 4 tygodnia). Największy spadek procentowy z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych zanotowano w 12 tygodniu o 8,6% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 16, wykres 4).

Tabela 16. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej S w grupie Z.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
S4	100,0	100,0
S8	106,8	106,8
S12	104,9	98,2



Wykres 4. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej S w grupie Z, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych, z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej S w grupie Z były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie bardzo duża.

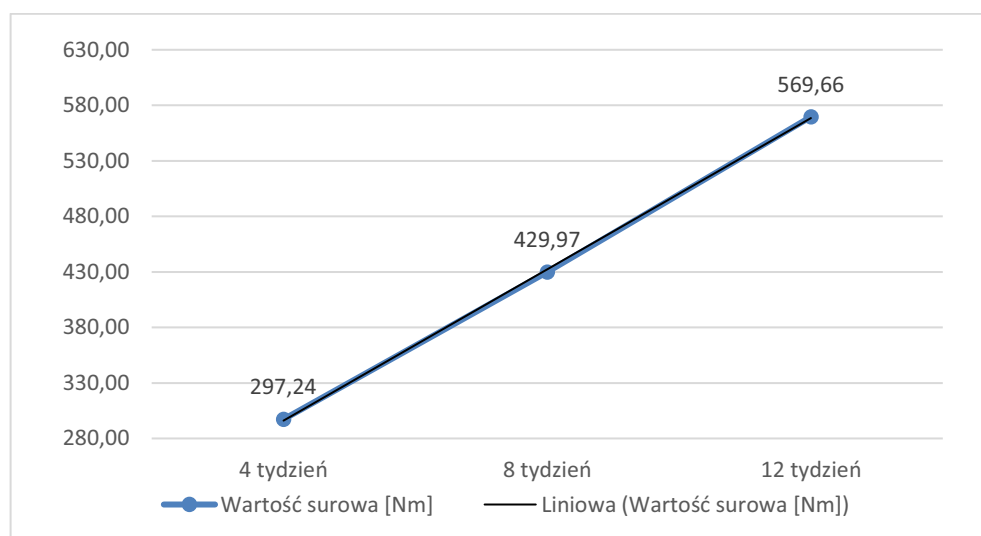
Maksymalne momenty sił prostowników i zginaczy

Ogólna charakterystyka liczbowa uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych wartości zmiennej PR w grupie O przedstawiona została w tabeli 17. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej PR w grupie O, zaprezentowano na wykresie 5.

Tabela 17. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej PR w grupie O.

Zmienna	Wartości rzeczywiste [Nm]	Przyrosty jednopodstawowe [Nm]	Przyrosty łańcuchowe [Nm]
PR4	297,24	0	0
PR8	429,97	132,7	132,7
PR12	569,66	272,4	139,7

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości zmiennej PR w grupie O miały tendencje wzrostowe (tabela 17, wykres 5). W porównaniu z 4 tygodniem, biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej PR w tej grupie w 12 tygodniu o 272 Nm (tabela 17, wykres 5).

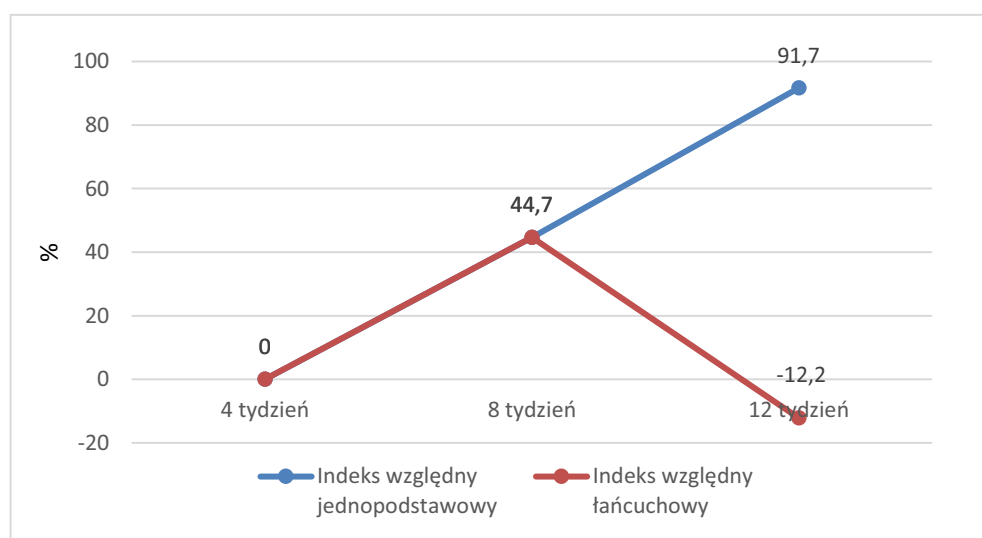


Wykres 5. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej PR w grupie O, z trendem liniowym (wartości w Nm).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W 12 tygodniu całkowity procentowy wzrost wartości zmiennej PR wyniósł 92% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych (w odniesieniu do 4 tygodnia). Najwyższy spadek procentowy, z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych, zanotowano w 12 tygodniu o 12% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 18, wykres 6).

Tabela 18. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej **PR** w grupie **O**.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
PR4	100,0	100,0
PR8	144,7	144,7
PR12	191,7	132,5



Wykres 6. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **PR** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

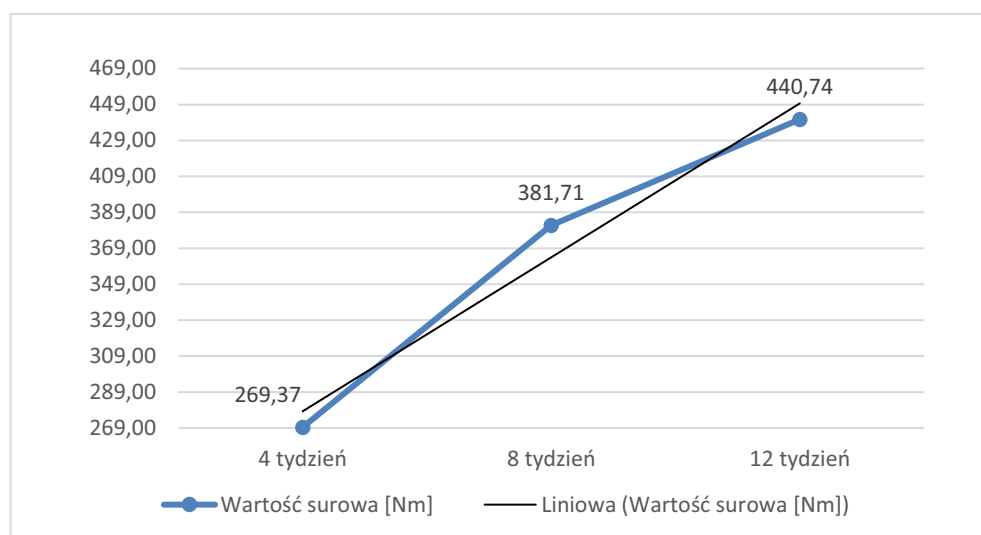
Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej **PR** w grupie **O** były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie bardzo duża.

Ogólna charakterystyka liczbowa uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych wartości zmiennej **ZG** w grupie **O** przedstawiona została w tabeli 19. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej **ZG** w grupie **O**, zaprezentowano na wykresie 7.

Tabela 19. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej **ZG** w grupie **O**.

Zmienna	Wartości rzeczywiste [Nm]	Przyrosty jednopodstawowe [Nm]	Przyrosty łańcuchowe [Nm]
ZG4	269,37	0	0
ZG8	381,71	112,3	112,3
ZG12	440,74	171,4	59,0

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości zmiennej **ZG** w grupie **O**, miały tendencje wzrostowe (tabela 19, wykres 7). W porównaniu z 4 tygodniem, biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe, można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej **ZG** w tej grupie w 12 tygodniu o 171 Nm (tabela 19, wykres 7).

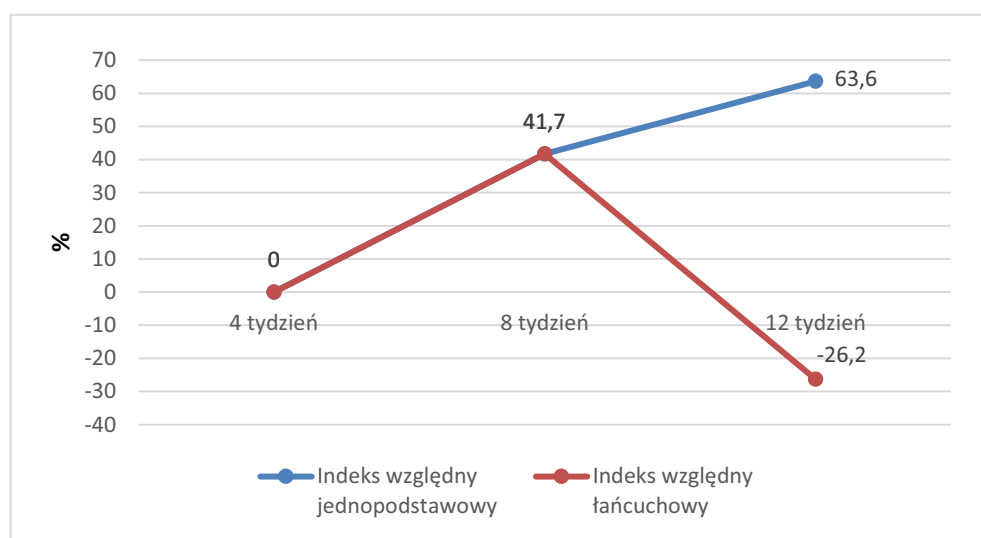


Wykres 7. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **O**, z trendem liniowym (wartości w Nm).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W 12 tygodniu całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 64% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych (w odniesieniu do 4 tygodnia). Najwyższy spadek procentowy z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych zanotowano w 12 tygodniu, o 26% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 20, wykres 8).

Tabela 20. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej **ZG** w grupie **O**.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
ZG4	100,0	100,0
ZG8	141,7	141,7
ZG12	163,6	115,5



Wykres 8. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

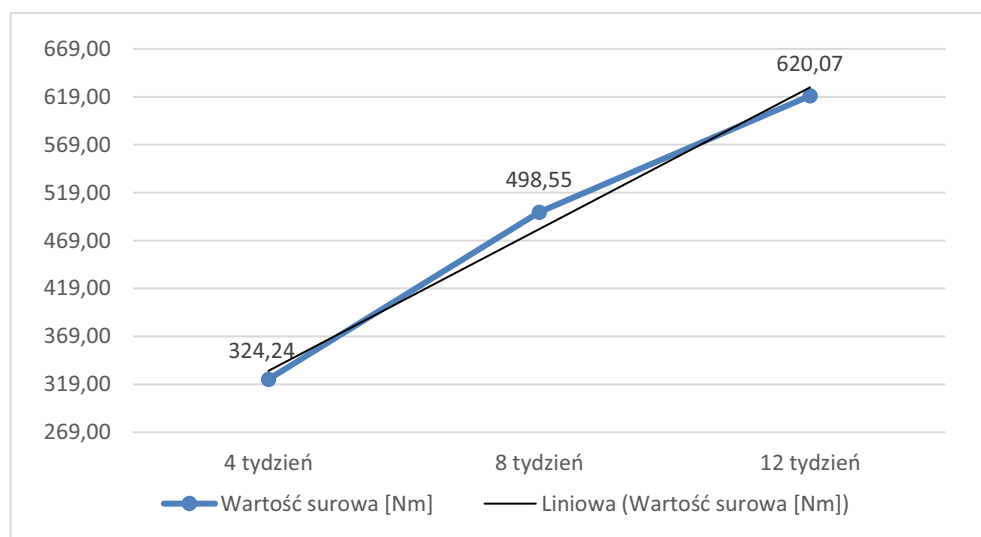
Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej **ZG** w grupie **O** były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie bardzo duża.

W grupie **Z** ogólna charakterystyka liczbowa uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych wartości zmiennej **PR** przedstawiona została w tabeli 21. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej **PR** w grupie **Z**, zaprezentowano na wykresie 9.

Tabela 21. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej **PR** w grupie **Z**.

Zmienna	Wartości rzeczywiste [Nm]	Przyrosty jednopodstawowe [Nm]	Przyrosty łańcuchowe [Nm]
PR4	324,24	0	0
PR8	498,55	174,3	174,3
PR12	620,07	295,8	121,5

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości zmiennej **PR** w grupie **Z** miały tendencje wzrostowe (tabela 21, wykres 9). W porównaniu z 4 tygodniem, biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe, można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej **PR** w tej grupie w 12 tygodniu o 296 Nm (tabela 21, wykres 9).

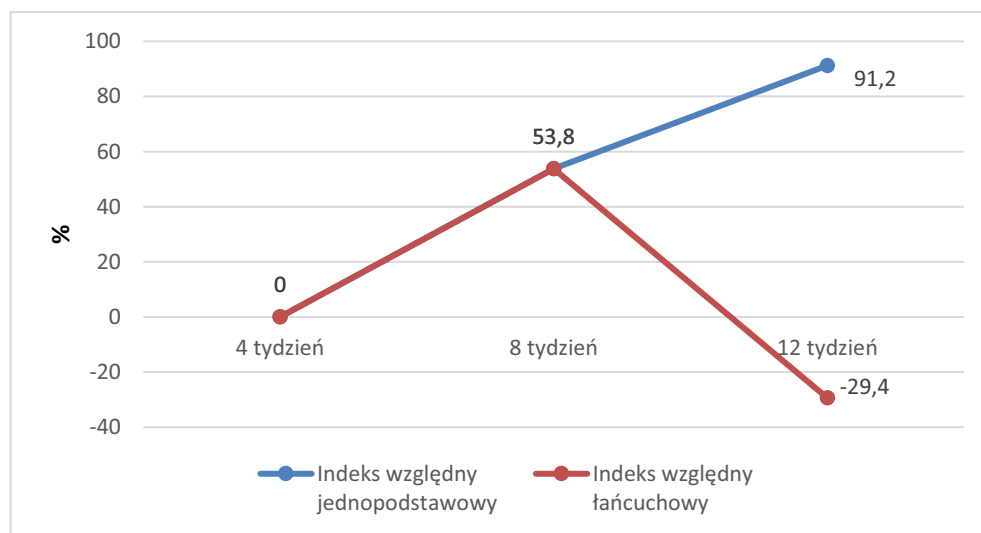


Wykres 9. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **PR** w grupie **Z**, z trendem liniowym (wartości w Nm).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W 12 tygodniu całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 91% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych (w odniesieniu do 4 tygodnia). Najwyższy spadek procentowy z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych zanotowano w 12 tygodniu, o 29% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 22, wykres 10).

Tabela 22. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej **PR** w grupie **Z**.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
PR4	100,0	100,0
PR8	153,8	153,8
PR12	191,2	124,4



Wykres 10. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **PR** w grupie **Z**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

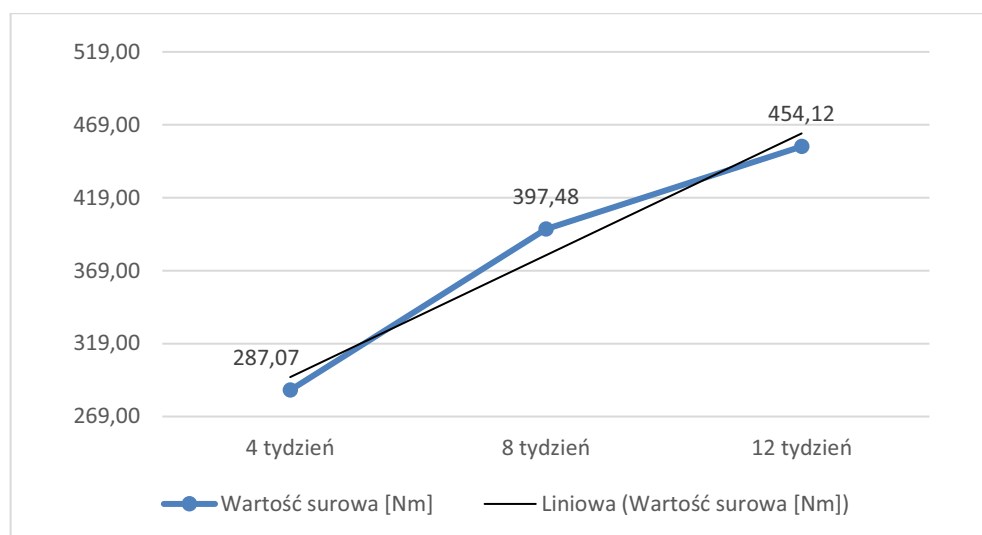
Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej **PR** w grupie **Z** były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie bardzo duża.

Ogólna charakterystyka liczbowa uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych wartości zmiennej **ZG** w grupie **Z** przedstawiona została w tabeli 23. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej **ZG** w grupie **Z**, zaprezentowano na wykresie 11.

Tabela 23. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej **ZG** w grupie **Z**.

Zmienna	Wartości rzeczywiste [Nm]	Przyrosty jednopodstawowe [Nm]	Przyrosty łańcuchowe [Nm]
ZG4	287,07	0	0
ZG8	397,48	110,4	110,4
ZG12	454,12	167,0	56,6

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości zmiennej **ZG** w grupie **Z** miały tendencje wzrostowe (tabela 23, wykres 11). W porównaniu z 4 tygodniem, biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej **ZG** w tej grupie w 12 tygodniu o 167 Nm (tabela 23, wykres 11).

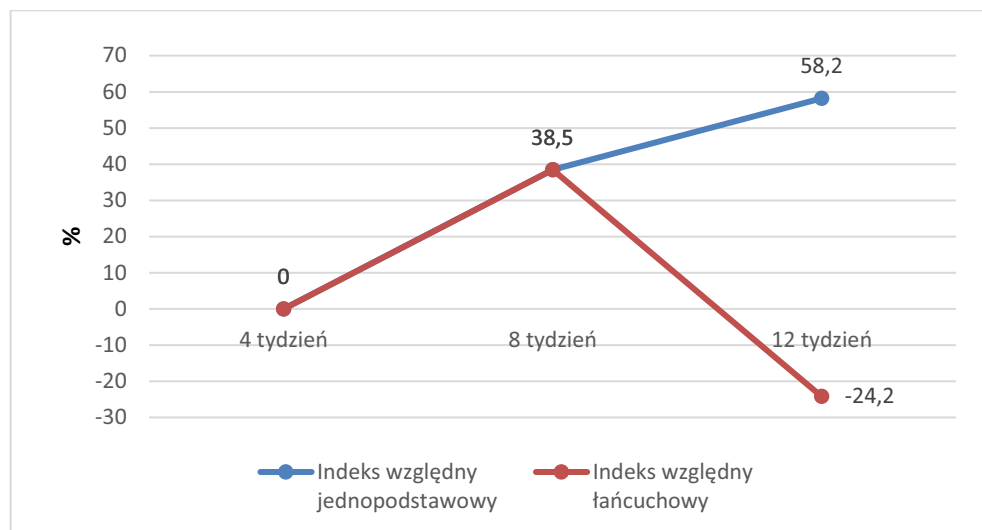


Wykres 11. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **Z**, z trendem liniowym (wartości w Nm).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W 12 tygodniu całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 58% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych (w odniesieniu do 4 tygodnia). Najwyższy spadek procentowy z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych zanotowano w 12 tygodniu o 24% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 24, wykres 12).

Tabela 24. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej **ZG** w grupie **Z**.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
ZG4	100,0	100,0
ZG8	138,5	138,5
ZG12	158,2	114,3



Wykres 12. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **Z**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej **ZG** w grupie **Z** były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie bardzo duża.

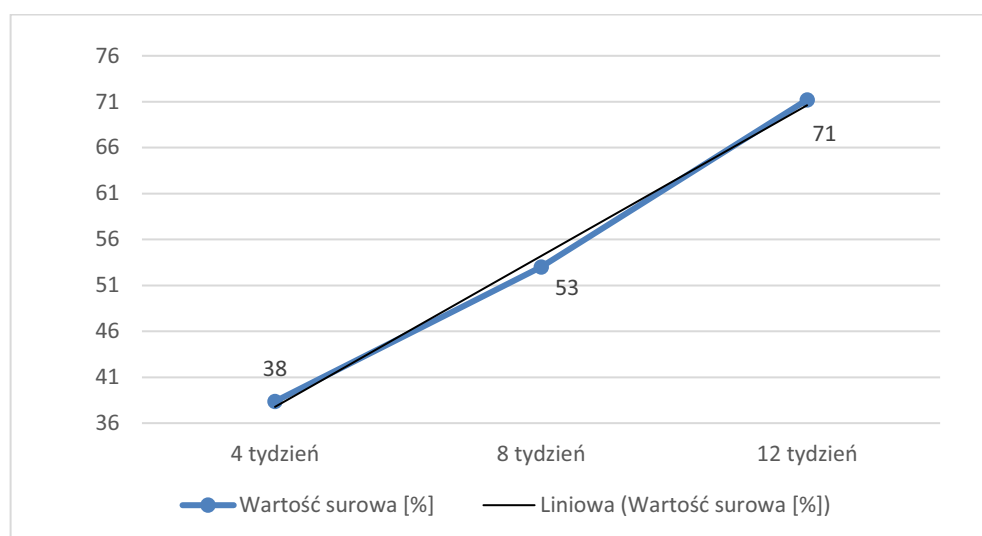
IKDC

Charakterystyka liczbowa uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych zmiennej **I** w grupie **O** przedstawiona została w tabeli 25. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej **I** w grupie **O**, zaprezentowano na wykresie 13.

Tabela 25. Przyrosty absolutne wartości zmiennej **I** w grupie **O**.

Zmienna	Wartości rzeczywiste [%]	Przyrosty jednopodstawowe [%]	Przyrosty łańcuchowe [%]
I4	38	0	0
I8	53	14,6	14,6
I12	71	32,8	18,2

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości zmiennej **I** w grupie **O** miały tendencje wzrostowe (tabela 25, wykres 13). W porównaniu z 4 tygodniem, biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej **I** w tej grupie w 12 tygodniu o 33% (tabela 25, wykres 13).

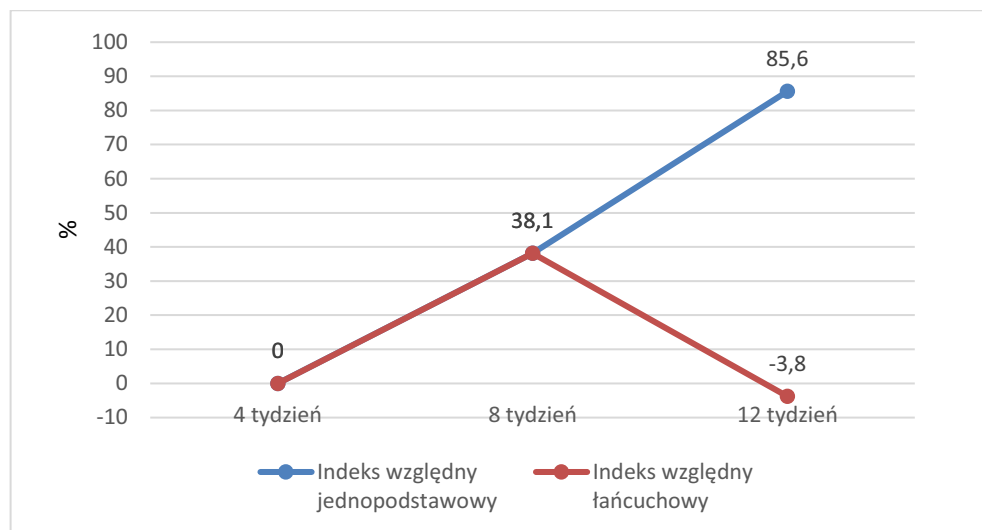


Wykres 13. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej *I* w grupie *O*, z trendem liniowym (wartości w mm).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W 8 tygodniu całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 85% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych (w odniesieniu do 4 tygodnia). Najwyższy spadek procentowy z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych zanotowano w 12 tygodniu o 3,8% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 26, wykres 14).

Tabela 26. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej *I* w grupie *O*.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe	Indeksy łańcuchowe
	[%]	[%]
I4	100,0	100,0
I8	138,1	138,1
I12	185,6	134,4



Wykres 14. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **I** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

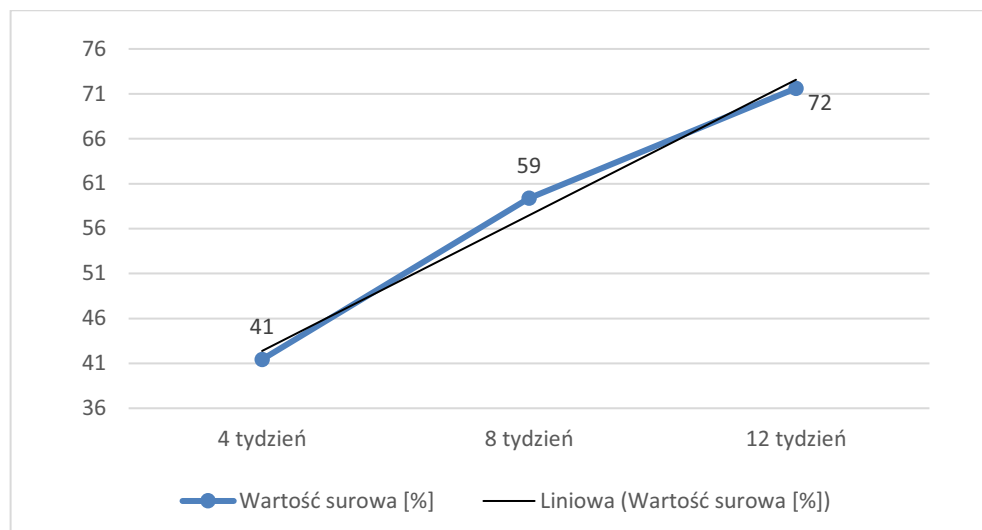
Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej **I** w grupie **O** były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie duża.

Tabela 27 prezentuje uzyskane wartości przyrostów absolutnych zmiennej **I** w grupie **Z**. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej **I** w grupie **Z**, zaprezentowano na wykresie 15.

Tabela 27. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej **I** w grupie **Z**.

Zmienna	Wartości rzeczywiste [%]	Przyrosty jednopodstawowe [%]	Przyrosty łańcuchowe [%]
I4	41	0	0
I8	59	18,0	18,0
I12	72	30,2	12,2

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości zmiennej **I** w grupie **Z** miały tendencje wzrostowe o niewielkim spadku w 12 tygodniu (tabela 27, wykres 15). W porównaniu z 4 tygodniem, biorąc pod uwagę indeksy jednopodstawowe można stwierdzić zwiększenie się wartości zmiennej **I** w tej grupie w 12 tygodniu o 30% (tabela 27, wykres 15).

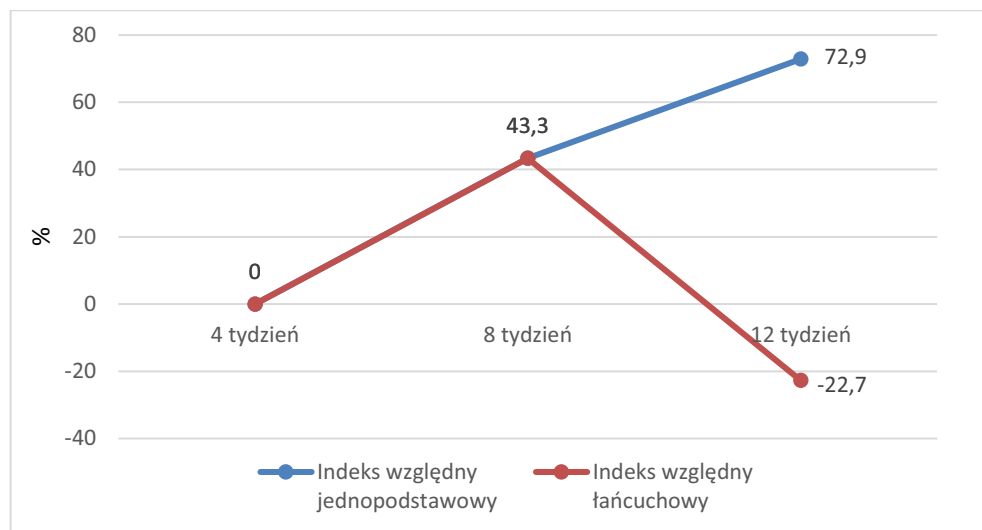


Wykres 15. Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **I** w grupie **Z**, z trendem liniowym (wartości w mm).

Potwierdza to przeprowadzona analiza przyrostów względnych w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W 8 tygodniu całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 73% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych (w odniesieniu do 4 tygodnia). Najwyższy spadek procentowy z uwzględnieniem indeksów łańcuchowych zanotowano w 12 tygodniu o 23% w odniesieniu do 8 tygodnia (tabela 28, wykres 16).

Tabela 28. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej **I** w grupie **Z**.

Zmienna	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
I4	100,0	100,0
I8	143,3	143,3
I12	172,9	120,6



Wykres 16. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **I** w grupie **Z**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach zmiennej **I** w grupie **Z** były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie bardzo duża.

5.3 Analiza wpływu treningu oporowego prostowników stawu kolanowego, wykonywanego w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym na przednią stabilność stawu kolanowego

Dla zmiennych **S** w tabeli 29, w badanych okresach pomiarowych, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

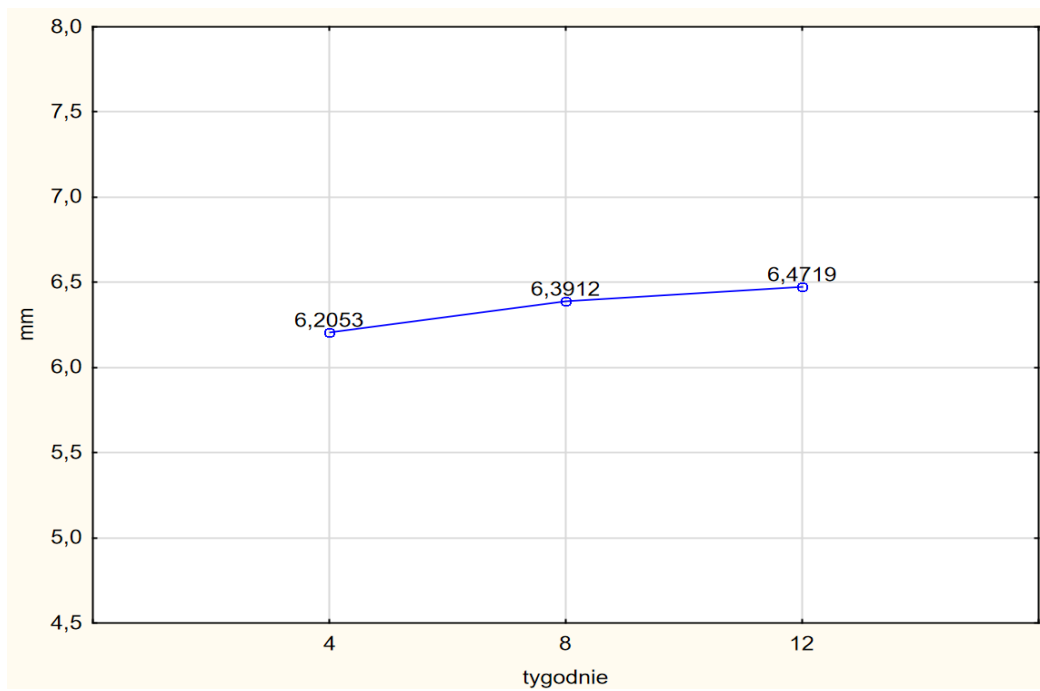
Tabela 29. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej **S** w grupie **O** w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

Zmienna	F	p
S [mm]	0,068	0,934

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach zmiennej **S** (tabela 29). Dla zmiennej **S** test post-hoc RIR Tukeya wykazał brak istotnych statystycznie różnic pomiarów jej wartości pomiędzy poszczególnymi tygodniami (tabela 30, wykres 17).

Tabela 30. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej **S** w grupie **O** w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	6,21	6,39	6,47
S4		0,966	0,931
S8	0,966		0,994
S12	0,931	0,994	



Wykres 17. Zmiany zmiennej *S* w poszczególnych tygodniach pomiarowych, w grupie *O* * $p < 0,05$.

5.4 Analiza wpływu treningu prostowników stawu kolanowego wykonywanego jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym na przednią stabilność stawu kolanowego

Dla zmiennych w tabeli 31 w badanych tygodniach, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

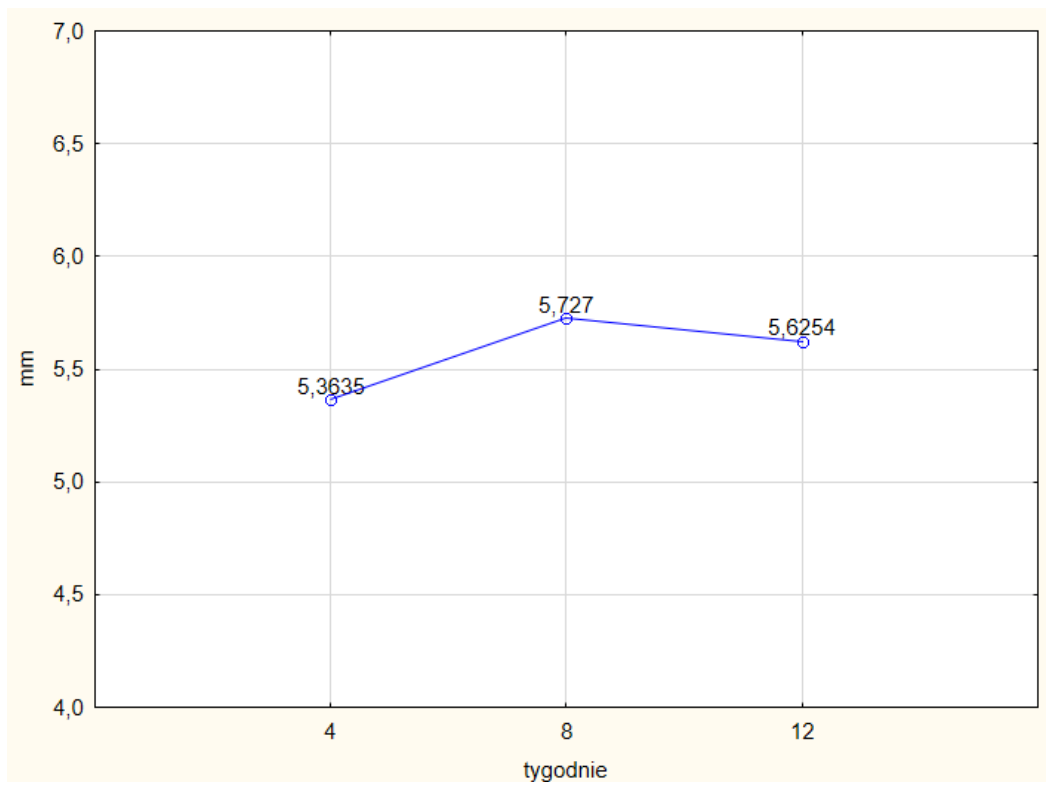
Tabela 31. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej S w grupie Z w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

Zmienna	F	p
S [mm]	0,292	0,748

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach zmiennej S (tabela 31). Dla zmiennej S test post-hoc RIR Tukeya wykazał brak istotnych statystycznie różnic pomiarów jej wartości pomiędzy poszczególnymi tygodniami (tabela 32, wykres 18).

Tabela 32. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej S w grupie Z, w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	5,36	5,72	5,62
S4		0,741	0,855
S8	0,741		0,977
S12	0,855	0,977	



Wykres 18. Zmiany zmiennej S w poszczególnych tygodniach pomiarowych, w grupie Z * $p < 0,05$.

5.5 Analiza międzygrupowa wpływu treningu oporowego prostowników stawu kolanowego wykonywanego w zamkniętym i otwartym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym na przednią stabilność stawu kolanowego

Dla wartości w tabeli 33, w badanych grupach, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

*Tabela 33. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami **Z** i **O**, w pomiarach wartości zmiennej **S** w 4, 8 i 12 po rekonstrukcji WKP.*

Zmienna	F	p
S4 [mm]	1,615	0,211
S8 [mm]	1,212	0,278
S12 [mm]	2,113	0,154

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice w wartościach stabilności pomiędzy grupami **Z** i **O** (tabela 33).

5.6 Analiza wpływu treningu oporowego prostowników stawu kolanowego, wykonywanego w zamkniętym i otwartym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, na maksymalny moment siły prostowników i zginaczy tego stawu

Analizy wewnątrzgrupowe w grupie O - prostowniki

Dla wartości w tabeli 34, w badanych tygodniach, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

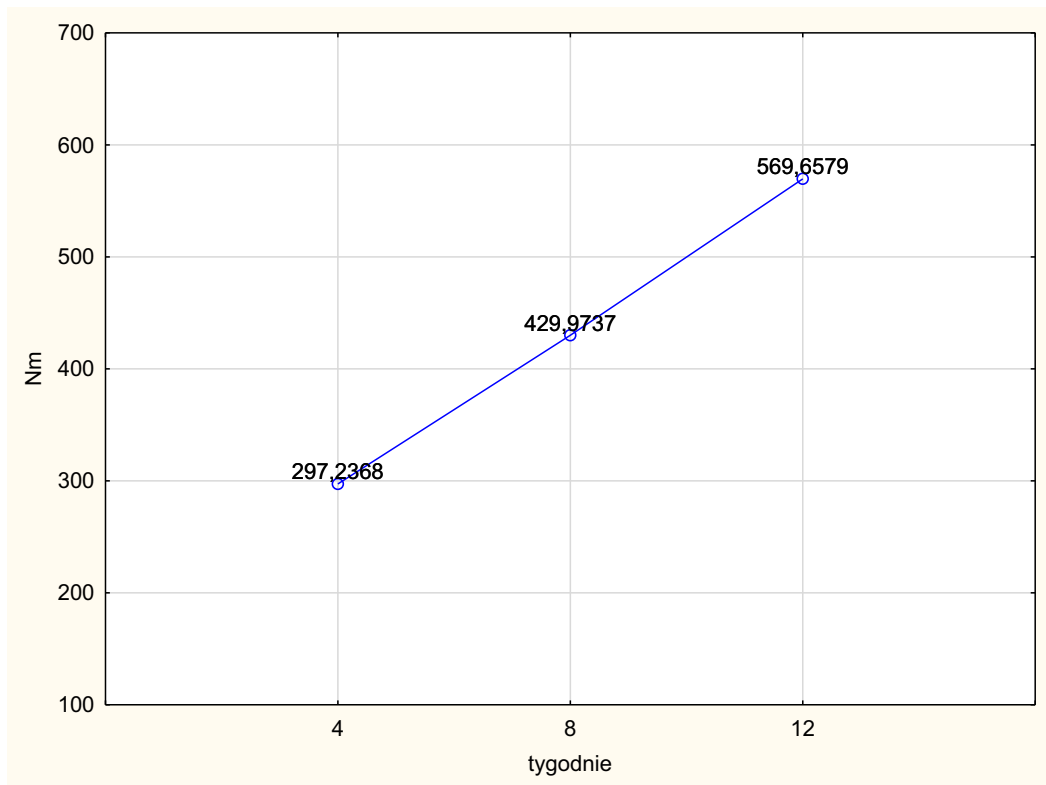
Tabela 34. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej PR w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

Zmienna	F	p
PR [Nm]	10,656	0,001

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach zmiennej PR (tabela 34). Dla zmiennej PR test post-hoc RIR Tukeya wykazał istotne statystycznie różnice pomiędzy 4 a 12 tygodniem po rekonstrukcji WKP (tabela 35, wykres 19).

Tabela 35. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej PR w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	297,24	429,97	569,66
PR4		0,072	0,001
PR8	0,072		0,055
PR12	0,001	0,055	



Wykres 19. Zmiany zmiennej **PR** w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$.

Analizy wewnątrzgrupowe w grupie Z - prostowniki

Dla wartości w tabeli 36, w badanych tygodniach, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

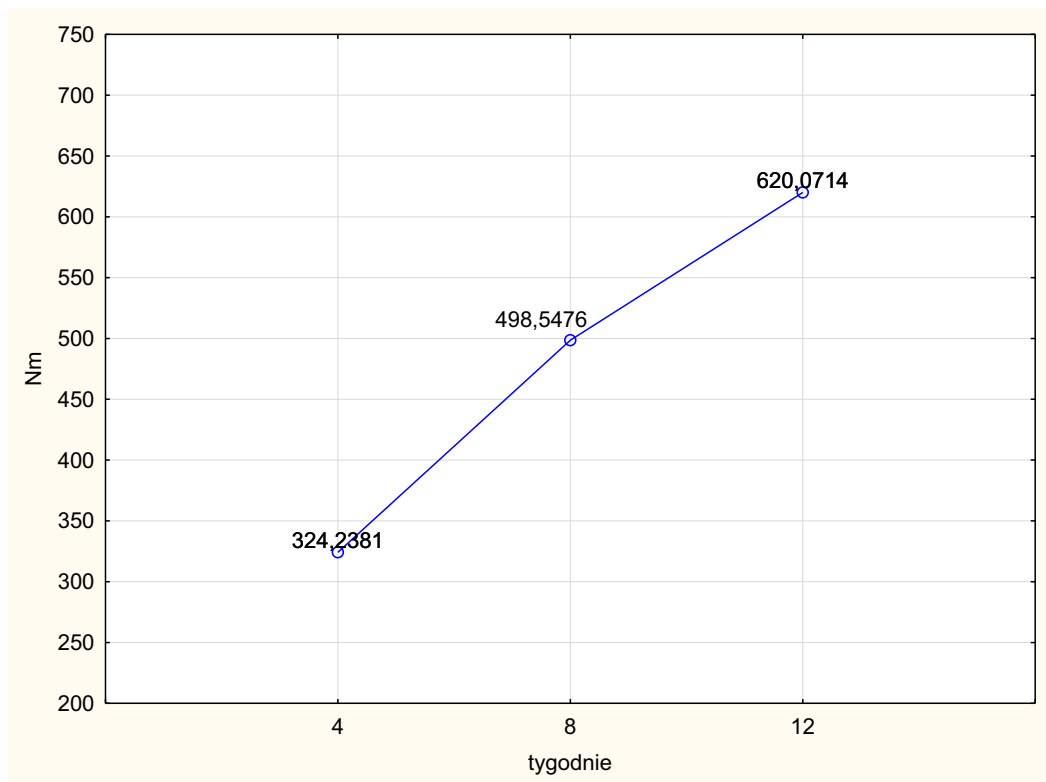
Tabela 36. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej **PR** w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

Zmienna	F	p
PR [Nm]	23,067	0,001

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach zmiennej **PR** (tabela 36). Dla zmiennej **PR** test post-hoc RIR Tukeya wykazał istotne statystycznie różnice pomiędzy 4 a 8 i 12 tygodniem po rekonstrukcji WKP (tabela 37, wykres 20).

Tabela 37. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej **PR** w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	324,24	498,55	620,07
PR4		0,001	0,001
PR8	0,001		0,020
PR12	0,001	0,020	



Wykres 20. Zmiany zmiennej **PR** w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$.

Analizy międzygrupowe - prostowniki

Dla wartości w tabeli 38 w badanych grupach **Z** i **O**, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

***Tabela 38.** Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami **Z** i **O**, w pomiarach wartości zmiennej **PR** w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.*

Zmienna	F	p
PR4 [Nm]	0,314	0,578
PR8 [Nm]	1,439	0,238
PR12 [Nm]	1,010	0,301

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice w wartościach zmiennej **PR** pomiędzy grupami wykonującymi trening w zamkniętym i otwartym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.

Analizy wewnątrzgrupowe w grupie O - zginacze

Dla wartości w tabeli 39, w badanych tygodniach, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

Tabela 39. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej ZG w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

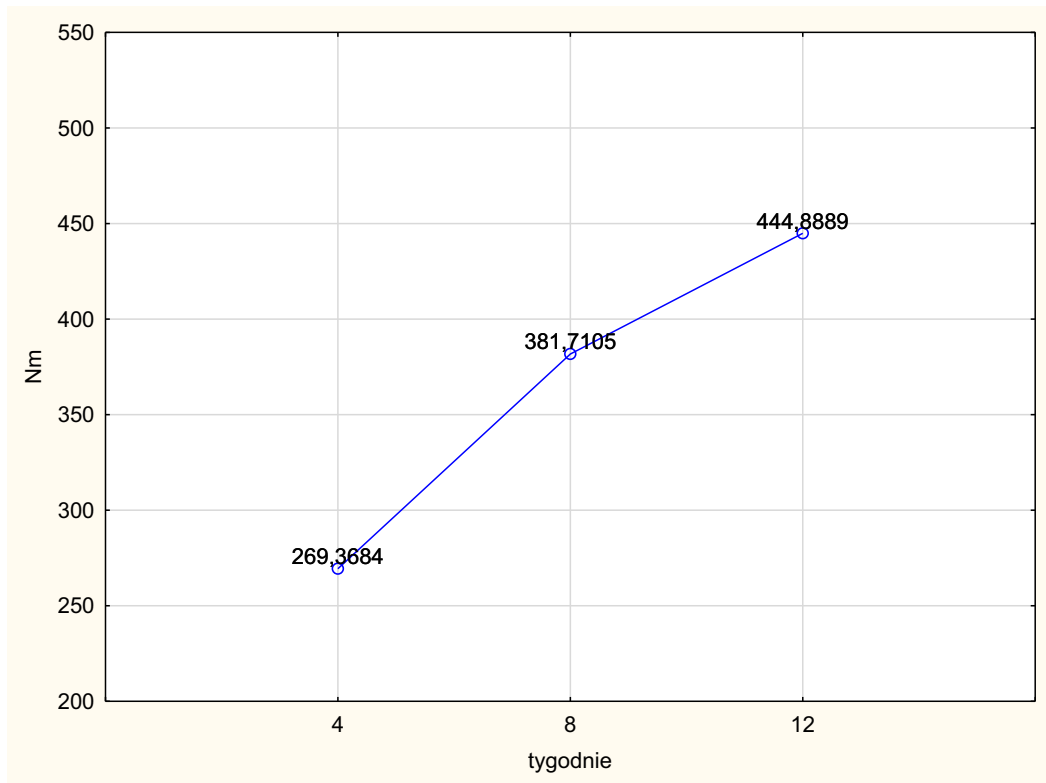
Zmienna	F	p
ZG [Nm]	15,702	0,000

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach zmiennej ZG (tabela 39).

Dla zmiennej ZG test post-hoc RIR Tukeya wykazał istotne statystycznie różnice pomiędzy 4 a 8 i 12 tygodniem po rekonstrukcji WKP (tabela 40, wykres 21).

Tabela 40. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej ZG w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	269,37	381,71	444,89
ZG4		0,002	0,001
ZG8	0,002		0,125
ZG12	0,001	0,125	



Wykres 21. Zmiany zmiennej **ZG** w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$.

Analizy wewnątrzgrupowe w grupie Z - zginacze

Dla wartości w tabeli 41, w badanych tygodniach, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

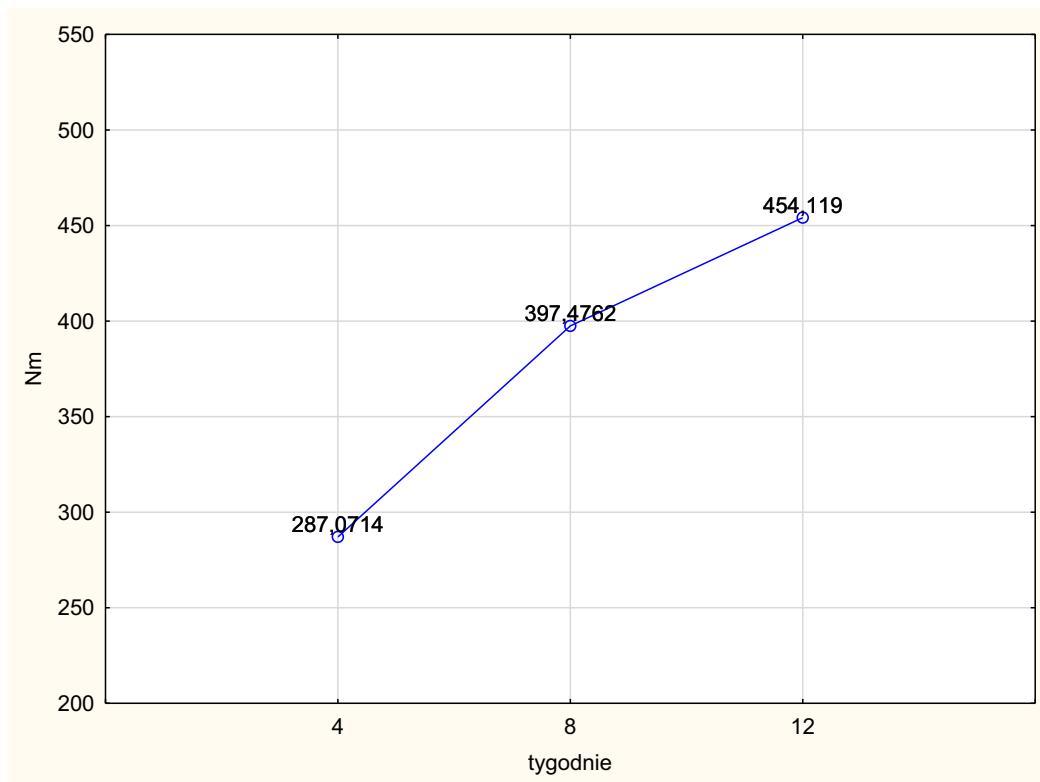
Tabela 41. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej ZG w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

Zmienna	F	p
ZG [Nm]	23,015	0,001

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach zmiennej ZG (tabela 41). Dla zmiennej ZG test post-hoc RIR Tukeya wykazał istotne statystycznie różnice pomiędzy 4 a 8 i 12 tygodniem po rekonstrukcji WKP (tabela 42, wykres 22).

Tabela 42. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej ZG w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	287,07	397,48	454,12
ZG4		0,001	0,001
ZG8	0,001		0,069
ZG12	0,001	0,069	



Wykres 22. Zmiany zmiennej **ZG** w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$.

Analizy międzygrupowe - zginacze

Dla wartości w tabeli 43, w badanych grupach **Z** i **O**, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

***Tabela 43.** Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami **Z** i **O**, w pomiarach wartości zmiennej **ZG** w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.*

Zmienna	F	p
ZG4 [Nm]	0,503	0,482
ZG8 [Nm]	0,342	0,562
ZG12 [Nm]	0,176	0,677

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice w wartościach zmiennej **ZG** pomiędzy grupami **Z** i **O**.

5.7 Analiza wpływu treningu prostowników stawu kolanowego, wykonywanego w zamkniętym i otwartym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, na ból i poczucie jakości funkcjonowania tego stawu.

Analizy wewnątrzgrupowe w grupie O - IKDC

Dla wartości w tabeli 44, w badanych tygodniach, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

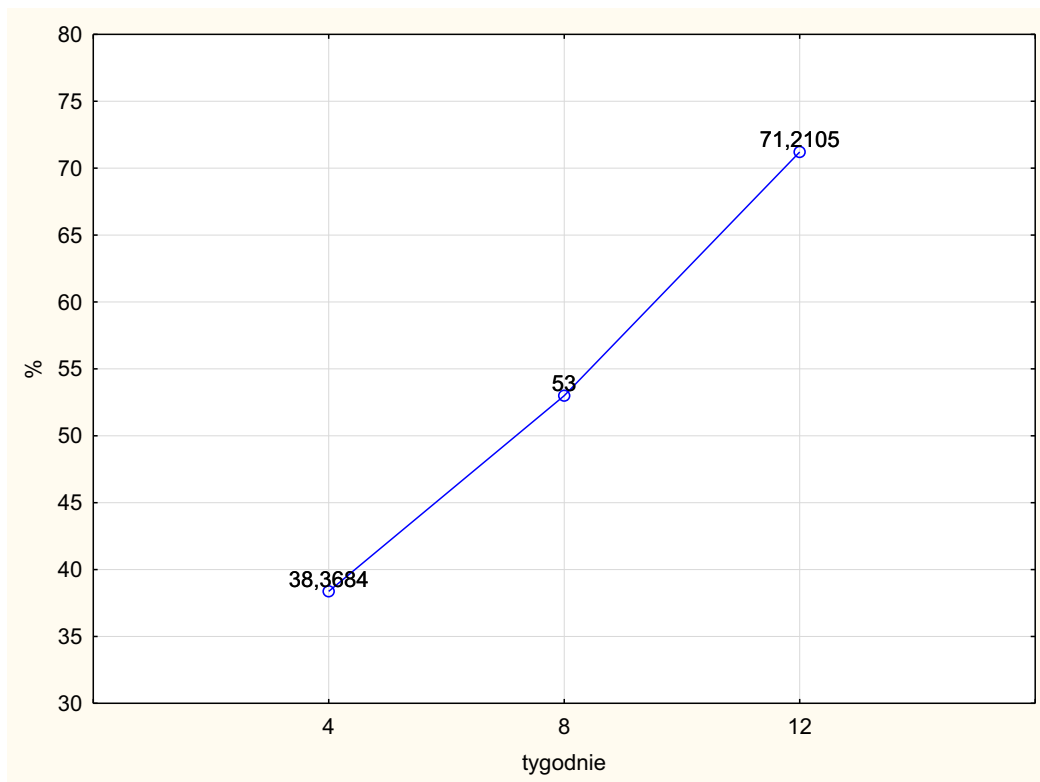
Tabela 44. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej I, w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

Zmienna	F	p
I [%]	59,661	0,001

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach IKDC (tabela 30). Dla zmiennej I test post-hoc RIR Tukeya wykazał istotne statystycznie różnice pomiędzy 4, 8 i 12 tygodniem po rekonstrukcji WKP (tabela 45, wykres 23).

Tabela 45. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej I w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	38,37	53,00	71,21
I4		0,001	0,001
I8	0,001		0,001
I12	0,001	0,001	



Wykres 23. Zmiany zmiennej **I** w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$.

Analizy wewnątrzgrupowe w grupie Z - IKDC

Dla wartości w tabeli 46 w badanych tygodniach, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

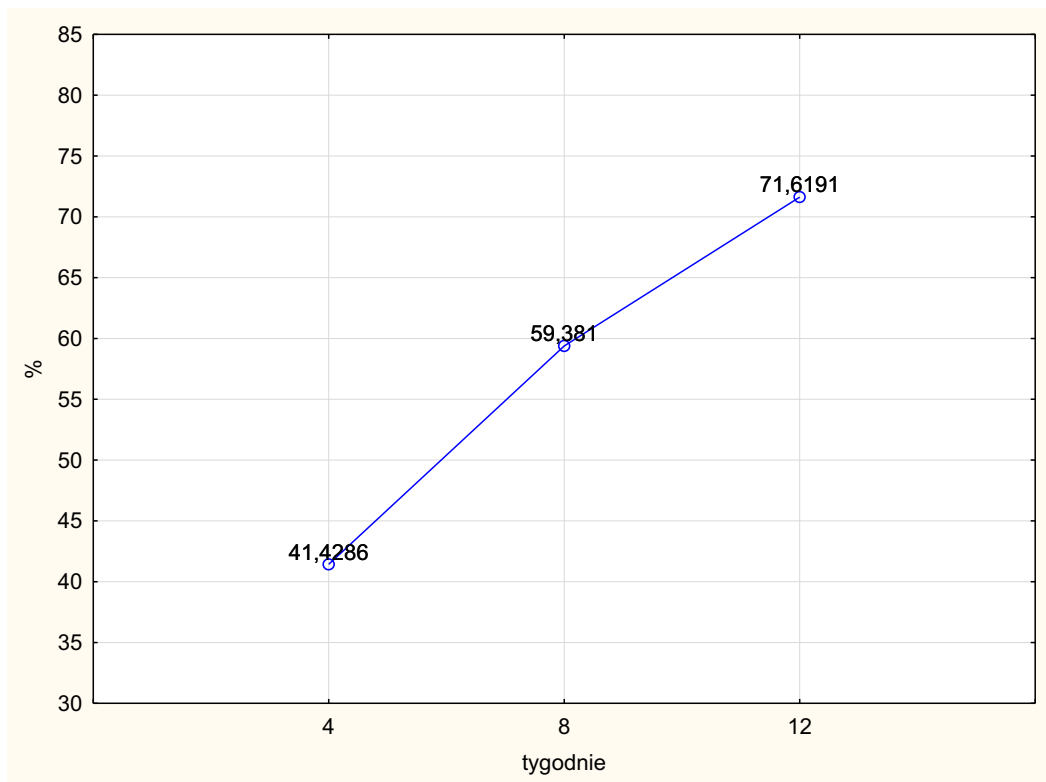
Tabela 46. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej **I** w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.

Zmienna	F	p
I [Nm]	26,329	0,001

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż wystąpiły istotne statystycznie różnice między poszczególnymi pomiarami w wartościach IKDC (tabela 46). Dla zmiennej **I** test post-hoc RIR Tukeya wykazał istotne statystycznie różnice pomiędzy 4 a 8 i 12 tygodniem po rekonstrukcji WKP (tabela 47, wykres 24).

Tabela 47. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej **I** w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$.

Zmienna	4	8	12
	Wartości różnicujące		
	41,43	59,38	71,62
I4		0,001	0,001
I8	0,001		0,013
I12	0,001	0,013	



Wykres 24. Zmiany zmiennej *I* w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$.

Analizy międzygrupowe - IKDC

Dla wartości w tabeli 48, w badanych grupach, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

***Tabela 48.** Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami **Z** i **O**, w pomiarach wartości zmi-0ennej **I** w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.*

Zmienna	F	p
I4 [%]	1,167	0,287
I8 [%]	2,127	0,153
I12 [%]	0,012	0,914

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice w wartościach zmiennej **I** pomiędzy grupami **Z** i **O**.

6. Dyskusja

Bezpośrednim celem rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego jest poprawa przedniej stabilności stawu kolanowego (Kiapour i Murray 2014). Postępowanie rehabilitacyjne po operacji to wielomiesięczny proces, który ukierunkowany jest na powrót pacjenta do poziomu sprawności sprzed urazu, a nawet podwyższenia tego poziomu. Rehabilitowani pacjenci niejednokrotnie mają obciążenia z przeszłości, oparte na zaniedbaniach dotyczących, między innymi, podstaw motoryczności. Protokół usprawniania pooperacyjnego nie przywróci im pełnej sprawności, lecz może zwrócić ich zainteresowania w stronę ukierunkowanego rozwoju motorycznego. Celem rehabilitacji jest też budowanie świadomości własnego ciała i dalszy rozwój sprawności oparty o fundamentalną wiedzę teoretyczną i praktyczną. To moment zwrotny w rozumieniu usprawniania ruchowego dla wielu pacjentów. Niejednokrotnie jest to pierwsze zetknięcie się tych osób z celowym procesem postępowania, jakim jest trening.

Po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, wykorzystywane przez fizjoterapeutę metody fizykalne, manualne i treningowe powinny przede wszystkim wspomagać proces gojenia przeszczepu i zapobiegać pogorszeniu jego wydolności (Shelbourne i Nitz 1990). Obecnie uznaje się, że ćwiczenia oporowe prostowników stawu kolanowego, u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, powinny być wykonywane zarówno w zamkniętym, jak i otwartym łańcuchu kinematycznym (Glass i wsp. 2010, Jewiss i wsp. 2017). Jednakże ten drugi z wymienionych typów łańcucha kinematycznego może stanowić zagrożenie dla gojącego się przeszczepu (Bynum i wsp. 1995, Heijne i Werner 2007). Stąd wciąż poszukuje się odpowiedzi na pytanie kiedy można wprowadzić otwarty łańcuch kinematyczny do treningu oraz jakie obciążenia należy stosować (Glass i wsp. 2010, Jewiss i wsp. 2017).

Zgodnie z celem badań, dokonano weryfikacji pierwszej hipotezy badawczej zakładającej, że trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, nie ma wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego.

Hipoteza ta została postawiona na podstawie analizy prac naukowych, wykazujących brak bezpośredniego wpływu zarówno pozytywnego, jak i negatywnego tych ćwiczeń na przednią stabilność stawu kolanowego (Barcellona i wsp. 2015, Bieler i wsp. 2014, Morrissey i wsp. 2000, Morrissey i wsp. 2009, Mikkelsen i wsp. 2000, Perry i wsp. 2005a, Perry i wsp.

2005b, Tagesson i wsp. 2008). Szczegółowa analiza uzyskanych wyników pomiarów przedniej stabilności stawu kolanowego, na podstawie badań własnych potwierdziła postawioną hipotezę. Brak istotnie statystycznych różnic ($p < 0,05$) w pomiarze artrometrycznym dotyczył zarówno porównania wyników w każdym z 3 okresów (4, 8 i 12 tydzień po operacji), jak i porównania wyników pomiędzy grupami. Grupa O wykonywała trening oporowy prostowników operowanego stawu kolanowego zarówno w zamkniętym, jak i otwartym łańcuchu kinematycznym, a grupa Z wykonywała ćwiczenia jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. W niniejszej pracy nie były porównywane wyniki pomiędzy kończyną operowaną, a kończyną zdrową.

Jednym z atutów niniejszych badań jest wykorzystanie do pomiarów przedniej stabilności stawu kolanowego bardziej wiarygodnego i nowocześniejszego niż KT-1000, artrometru GNRB (Robert i wsp. 2009). Kolejnym jest fakt, iż pomiary te były wykonane początkowo przed rozpoczęciem procesu treningowego, a następnie w trakcie i po jego zakończeniu. To umożliwiło wykonanie analizy dynamiki zmienności w kolejnych okresach pomiarowych oraz porównanie tej dynamiki pomiędzy grupami. Jakkolwiek nie odnotowano istotnych statystycznie różnic, to dynamika zmienności średnich wartości pomiarów artrometrycznych wzrosła w grupie O o 4,9%, pomiędzy 4 a 12 tygodniem pooperacyjnym. Należy pamiętać, że wzrost wartości wyników artrometrii jest równoważny z pogorszeniem przedniej stabilności stawu kolanowego. Ze względu na brak kontynuacji pomiarów po 12 tygodniu, nie można wykluczyć dalszego trendu wzrostowego tych wartości. Jednakże, z punktu widzenia praktyki rehabilitacyjnej i badań naukowych, czas od 12 tygodnia po operacji więzadła krzyżowego przedniego jest okresem, w którym łączenie ćwiczeń oporowych w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym jest powszechne i uznane za standard postępowania (Glass i wsp. 2010, Jewiss i wsp. 2017).

Po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, uwzględnia się dwa okresy, w których graft jest najbardziej podatny na uszkodzenie lub rozciągnięcie. Pierwszy z nich dotyczy pierwszych kilku tygodni po operacji i jest związany z miejscem mocowania przeszczepu (Hooper i wsp. 2002). W miarę upływu czasu miejsce mocowania staje się trwalsze, lecz część graftu utworzona przez tkanki miękkie ulega osłabieniu, aż do momentu, w którym jej odporność na rozciąganie jest najmniejsza. Uważa się, że zjawisko to występuje około 10-12 tygodnia po operacji (Kohn i Rose 1994, Kurosaka i wsp. 1987). Stąd przypuszczenie, iż trening w otwartym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w pierwszych kilku tygodniach po operacji, może mieć negatywny wpływ na miejsce mocowania graftu,

natomiast trening wykonywany pod koniec 3 miesiąca po operacji może skutkować rozciągnięciem, czy uszkodzeniem części graftu utworzonej przez tkanki miękkie. Trening wykonywany przez badanych w niniejszej pracy, trwający od 5 do 12 tygodnia po operacji, był związany z drugim okresem osłabienia graftu.

Spośród prac analizujących wpływ treningu na przednią stabilność stawu kolanowego jedynie badania Morrissey i wsp. (2000) uwzględniały analizę przedniej stabilności stawu kolanowego u pacjentów wykonujących trening w zamkniętym oraz otwartym łańcuchu kinematycznym w pierwszym okresie osłabienia graftu, czyli pomiędzy 2 a 6 tygodniem po operacji. Pomiar przed i po czterotygodniowym procesie treningowym został dokonany za pomocą artrometru Knee Signature System. Konkluzją badań było stwierdzenie, iż trening wykonywany w otwartym łańcuchu kinematycznym, w pierwszym okresie osłabienia graftu, nie ma negatywnego wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Odmienne wyniki uzyskali Bynum i wsp. (1995) w grupie pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, którzy rozpoczęli wykonywanie ćwiczeń w otwartym łańcuchu kinematycznym w 6 tygodniu po operacji. W grupie tej zaobserwowano, za pomocą artrometru KT-1000, pogorszenie przedniej stabilności operowanego stawu kolanowego, w porównaniu z grupą pacjentów wykonujących ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Pomiar wykonywany był rok po operacji. Na niekorzyść tych badań, w porównaniu z badaniami zawartymi w niniejszej pracy, przemawia wykonanie artrometrii przed wprowadzeniem treningu oporowego prostowników stawu kolanowego. Dodatkowo w pracy Bynum i wsp. (1995) nie kontrolowano obciążenia treningowego, a opis wykonywanych ćwiczeń nie był precyzyjny. Mianowicie opisano jedynie, iż ćwiczenia oporowe były wykonywane w otwartym łańcuchu kinematycznym, w warunkach izotonicznych, bez zawarcia istotnych szczegółów dotyczących między innymi pozycji wyjściowej, czy rodzaju zastosowanego obciążenia zewnętrznego.

Pogorszenie przedniej stabilności stawu kolanowego zaobserwowali także Heijne i Werner (2007) w grupie pacjentów, u których przeszczep pobrany został z mięśni kulszowo-goleniowych, a ćwiczenia w otwartym łańcuchu kinematycznym zostały wprowadzone w 5 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Tutaj także artrometria była wykonana za pomocą urządzenia KT-1000 i nie wykonano pomiarów przed rozpoczęciem procesu treningowego. Zaletą był fakt, iż objętość treningowa została zarejestrowana po zakończeniu każdej sesji rehabilitacyjnej, jednakże nie wykonano analizy porównawczej tych

wyników pomiędzy grupami. Niemniej jednak, badacze nie byli w stanie wytłumaczyć, dlaczego pogorszenie stabilności nastąpiło jedynie w grupie pacjentów, u których przeszczep był pobrany z mięśni kulszowo-goleniowych, a nie u osób, u których przeszczep został pobrany z więzadła rzepki. Jednakże Hantes i wsp. (2004) zaobserwowali istotny efekt uboczny ćwiczeń w postaci poszerzenia tunelu znajdującego się w kości piszczelowej u pacjentów, u których wcześniej rozpoczynano intensywną rehabilitację ruchową. Poszerzenie tunelu piszczelowego może skutkować pogorszeniem przedniej stabilności operowanego stawu kolanowego. Podsumowując, wyniki niniejszych badań pozostają w opozycji do wyników uzyskanych przez Heijne i Werner (2007).

Brak istotnie statystycznych różnic ($p < 0,05$) w pomiarze artrometrycznym w grupie wykonującej ćwiczenia jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym potwierdza drugą hipotezę badawczą. Wyniki te są zgodne z wynikami prac dotyczących nie tylko pacjentów pooperacyjnych, ale także pacjentów z uszkodzeniami więzadła krzyżowego przedniego oraz osób zdrowych (Bynum i wsp. 1995, Morrissey i wsp. 2000, Mikkelsen i wsp. 2000, Perry i wsp. 2005a, Perry i wsp. 2005b, Tagesson i wsp. 2005, Tagesson i wsp. 2008). Niemniej jednak, dynamika zmienności średnich wartości pomiarów artrometrycznych wzrosła w grupie **Z** o 4,3%, pomiędzy 4 a 12 tygodniem pooperacyjnym. Ze względu na brak kontynuacji pomiarów po 12 tygodniu, w tej grupie także nie można wykluczyć dalszego trendu wzrostowego.

Istotnym czynnikiem, który może wpłynąć na przednią stabilność stawu kolanowego jest obciążenie stosowane w treningu (Barcellona i wsp. 2015, Barcellona i wsp. 2016, Morrissey i wsp. 2009, Nicholettos i wsp. 2013). Najczęstszym sposobem wyznaczania obciążenia treningowego w rehabilitacji, stosowanym w badaniach nad stabilnością stawu kolanowego, jest wyznaczanie maksymalnej liczby powtórzeń ćwiczenia z zadaniem obciążeniem (Jewiss i wsp. 2017). Doświadczenia zespołu lekarzy i fizjoterapeutów centrum medycznego, w którym przeprowadzono badania do niniejszej pracy pokazują, że taki sposób jest bardzo często niemożliwy ze względu na dolegliwości bólowe i bezpieczeństwo pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. W niniejszej pracy zastosowane obciążenia były dobierane na podstawie subiektywnych odczuć pacjentów przy zastosowaniu skali OMNI-RES. Atutem niniejszych badań jest fakt, iż ten sposób jest najbardziej zbliżony do metod wykorzystywanych w codziennej praktyce fizjoterapeutycznej. Stąd kolejnym wnioskiem badań własnych może być stwierdzenie, iż zastosowane

obciążenia, z wykorzystaniem skali OMNI-RES, w treningu prostowników stawu kolanowego są bezpiecznie dla pacjentów w 2 i 3 fazie rehabilitacji.

Jedynie badania, które porównywały wpływ stosowania różnych obciążeń w treningu rehabilitacyjnym u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego zostały wykonane przez Bieler i wsp. w 2014 roku. Wykazali oni, że ćwiczenia oporowe prostowników stawu kolanowego, wykonywane w otwartym łańcuchu kinematycznym, nie mają negatywnego wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego, bez względu na zastosowane obciążenia.

W prezentowanych badaniach wykonano także pomiar siły mięśniowej w warunkach izometrycznych na dynamometrze BTE Primus RS. Pomiar wykonywany był przed i po zakończeniu okresu treningowego oraz w 4 tygodniu jego trwania (czyli w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego).

Wiele badań wykazało trwałe osłabienie siły mięśnia czworogłowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (Keays i wsp. 2001, Kobayashi i wsp. 2004, Konishi i wsp. 2002). Powszechny jest pogląd, iż przywrócenie prawidłowej siły mięśniowej jest jednym z głównych celów rehabilitacji pozabiegowej (Thomas i wsp. 2013). Niewyrównany balans mięśniowy pomiędzy kończynami może wpływać na zwiększone ryzyko ponownego urazu, to natomiast wynika między innymi ze związku siły mięśniowej z dynamiczną stabilizacją stawu (Katayama i wsp. 2004, Nakamura i wsp. 2002).

Naukowcy wciąż szukają najskuteczniejszych i najszybszych sposobów kształtowania siły mięśniowej. Chmielewski i wsp. (2005) sugerują, iż osłabienie mięśnia czworogłowego spowodowane jest pogorszeniem możliwości świadomej jego aktywacji, co sugeruje fizjoterapeutom wykorzystywanie w swojej praktyce ćwiczeń proprioceptywnych. Niemniej jednak, najskuteczniejszym sposobem przywracania siły mięśniowej u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego jest trening oporowy (Augustsson 2013). Może być on wykonywany w zamkniętym lub otwartym łańcuchu kinematycznym, a także łączyć oba typy łańcucha (Glass i wsp. 2010).

Trzecia hipoteza badawcza zakładała, iż trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, powoduje większy przyrost maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego w porównaniu z treningiem wykonywanym jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Brak istotnych różnic w wartościach maksymalnych momentów sił prostowników stawu kolanowego pomiędzy

grupami w każdym z okresów pomiarowych (tj. w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego), neguje postawioną hipotezę. Fakt ten potwierdzają wyniki uzyskane przez Heijne i Werner (2007), Morrissey i wsp. (2002) oraz Perry i wsp. (2005a), którzy w swoich pracach badawczych wprowadzali ćwiczenia oporowe w otwartym łańcuchu kinematycznym, odpowiednio w: 2, 5 i 8 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. W pracy Heijne i Werner (2007) pomiar siły mięśniowej został przeprowadzony w warunkach izokinetycznych w 3, 6 i 12 miesiącu po operacji, natomiast Morrissey i wsp. (2002) oraz Perry i wsp. (2005a) przeprowadzili ocenę siły w warunkach izometrycznych. Pomimo faktu, że w szeroko pojętej fizjoterapii izokinetyczna ocena siły mięśniowej uznawana jest za złoty standard, to jej wykonanie zalecane jest dopiero po 3 miesiącu od rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Szczegółowa analiza wyników prezentowanych badań wykazała, iż pomiędzy 4 a 12 tygodniem po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego całkowity procentowy wzrost wartości siły prostowników wyniósł 92% w grupie **O** i 91% w grupie **Z**, co świadczy o skuteczności treningu. Jakkolwiek przyrost tych wartości po 8 tygodniach treningu był istotny statystycznie i podobny w obu grupach, to różnice istotne statystyczne pomiędzy 4 a 8 oraz 8 a 12 tygodniem treningu wystąpiły jedynie w grupie **Z**.

Odmienne wyniki uzyskali Mikkelsen i wsp. (2000), którzy jako jedyni także porównywali ćwiczenia w łańcuchu kinematycznym zamkniętym i otwartym z ćwiczeniami wykonywanymi jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. W tych badaniach ćwiczenia wykonywane w obu typach łańcucha kinematycznego powodowały większy przyrost siły prostowników stawu kolanowego. Wyniki takie nie muszą być spowodowane różnicą dotyczącą łańcucha kinematycznego, a faktem, że objętość treningowa w pierwszej grupie była większa niż w drugiej. Drugą różnicą pomiędzy badaniami zawartymi w niniejszej pracy, a badaniami Mikkelsen i wsp. (2000) jest dłuższy czas trwania treningu oraz przeprowadzenie pomiaru siły jednorazowo po 6 miesiącu od momentu wykonania operacji. Nie można wykluczyć tego, że wydłużenie okresu treningowego w niniejszych badaniach wpłynęłoby na większą różnicę w uzyskanych wartościach. Aczkolwiek, jak już wyżej wspomniano, rehabilitacja po 12 tygodniu od rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego jest okresem, w którym łączenie ćwiczeń oporowych w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym jest uznane za bezpieczne, a nawet pożądane (Glass i wsp. 2010, Jewiss i wsp. 2017).

Tagesson i wsp. (2008) swoje badania przeprowadzali na pacjentach z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego. Tutaj 16-tygodniowy trening prostowników stawu kolanowego w otwartym łańcuchu kinematycznym okazał się być bardziej wartościowy niż trening w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, pod względem przyrostu siły mięśniowej. Istotna statystycznie różnica pomiędzy grupami wystąpiła w pomiarze siły, wykonywanym w warunkach izokinetycznych, w otwartym łańcuchu kinematycznym. Brak różnic istotnych statystycznie dotyczył wykonania jednego powtórzenia przysiadu jedno nogą z maksymalnym obciążeniem, który był pomiarem wykonanym w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. W badaniach pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego nie jest możliwe wykonanie pomiaru jednego maksymalnego powtórzenia w pierwszych 6 miesiącach po operacji, ze względu na istniejące ryzyko uszkodzenia operowanego stawu kolanowego.

Na dynamiczną stabilizację stawu kolanowego wpływa nie tylko siła mięśnia czworogłowego uda, ale także siła mięśni kulszowo-goleniowych (Nakamura i wsp. 2002). Jednakże, w prezentowanych badaniach pacjenci z obu grup wykonywali jedynie trening oporowy prostowników stawu kolanowego, a ćwiczenia oporowe, akcentujące przede wszystkim zginacze, nie zostały uwzględnione w programie treningowym. Należy jednak pamiętać o tym, że opisywane ćwiczenia także istotnie angażują mięśnie kulszowo-goleniowe, co potwierdzają badania Hammond i wsp. (2016).

Szczegółowa analiza wyników przeprowadzonych badań pozwoliła stwierdzić istotny statystycznie przyrost siły zginaczy zarówno w pierwszych 4, jak i w ostatnich 4 tygodniach treningu, w obu badanych grupach. Po 8 tygodniach treningu całkowity procentowy wzrost średnich wartości maksymalnych momentów sił zginaczy wyniósł 58% w grupie **Z** i 64% w grupie **O**. Nie odnotowano wyników istotnych statystycznie pomiędzy grupami, w żadnym z okresów pomiarowych. Natomiast biorąc pod uwagę analizę dynamiki zmienności, zauważono spadek trendu wzrostowego o 24% w grupie **Z** i o 26% w grupie **O** w 12 tygodniu po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w porównaniu z tygodniem 8.

Uznaje się, iż zmiany w sile mięśniowej są wynikiem połączenia aktywacji neurologicznej i adaptacji mięśni szkieletowych (Moritani 1993). Przyrost siły mięśniowej w pierwszych czterech tygodniach treningu, większy niż w czterech kolejnych, jest najprawdopodobniej związany z adaptacją układu nerwowego, a nie z hipertrofią, dzięki czemu dochodzi do wykształcenia bardziej efektywnych wzorców aktywacji układu mięśniowego w początkowej fazie treningowej (Hoffman i wsp. 2009, Moritani i deVries 1979). W prezentowanych badaniach pierwsze 4 tygodnie treningu były także związane

z rozpoczęciem poruszania się bez pomocy kul, a pomiędzy 4 i 8 tygodniem po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, znaczny akcent fizjoterapii był położony na ćwiczenia mające na celu reedukację chodu. Fakt ten prawdopodobnie miał wpływ na przyrost siły zginaczy stawu kolanowego.

Należy także zwrócić uwagę na fakt, iż trening oporowy wykonywany przed rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego pozwala ograniczyć deficyt siły mięśniowej, który obserwuje się w okresie pooperacyjnym (Kim i wsp. 2015). Aczkolwiek wciąż brak jest doniesień naukowych, które by porównywały różne reżimy treningowe w okresie przedoperacyjnym. Jednakże w niniejszej pracy pacjenci nie wykonywali tego rodzaju ćwiczeń w tym okresie, ponieważ nie było to celem badań, a przeprowadzenie treningu przedoperacyjnego na sali rehabilitacyjnej stanowiło istotne utrudnienie dla osób badanych.

Kolejnym, bardzo ważnym, lecz niekoniecznie wiarygodnym elementem całego procesu usprawniania po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, jest zadowolenie pacjenta z wyniku operacji i prowadzonej fizjoterapii. Dolegliwości bólowe i poczucie jakości funkcjonowania stawu kolanowego są wartościami subiektywnymi, a ich pomiar najczęściej jest dokonywany za pośrednictwem ankiet i kwestionariuszy. W badaniach dotyczących treningu prostowników stawu kolanowego u osób po uszkodzeniu lub rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, najczęściej do tego celu używano: Hughston Clinic Questionnaire, Lysholm Knee Scoring Scale, Tegner Activity Level Scale, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Study, Anterior Knee Pain Scale oraz Visual Analogue Scale (Glass i wsp. 2010, Jewiss i wsp. 2017). Stąd czwarta hipoteza badawcza zakładała, że trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, powoduje większą redukcję bólu i większą poprawę poczucia jakości funkcjonowania stawu kolanowego, niż trening wykonywany jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Brak istotnych różnic pomiędzy grupami w pomiarach wyników uzyskanych za pomocą kwestionariusza IKDC, neguje postawioną hipotezę.

Założenia hipotezy czwartej zostały oparte między innymi na wnioskach Wilka i wsp. (1997), które stwierdzały, że program rehabilitacyjny po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego powinien łączyć oba typy łańcucha kinematycznego, mając na celu przywrócenie pacjentowi sprawności fizycznej. Ponadto, konkluzją w badaniach Snyder-Mackler i wsp. (1995) było założenie, iż ćwiczenia wykonywane jedynie w otwartym łańcuchu kinematycznym, nie są wystarczającym bodźcem dla mięśnia czworogłowego uda,

w odzyskaniu normalnej funkcji stawu kolanowego. Natomiast w pracy Mikkelsen i wsp. (2000) wykazano, że pacjenci z grupy trenującej w obu typach łańcucha kinematycznego, powrócili szybciej do pełnej aktywności fizycznej, niż osoby z grupy trenującej jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Jednakże poczucie jakości funkcjonowania nie różniło się pomiędzy grupami, co jest zgodne z wynikami uzyskanymi w prezentowanej pracy. Brak różnic pomiędzy trenującymi w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, dotyczących zadowolenia badanych z funkcji stawu kolanowego, potwierdzają także badania Hooper i wsp. (2001), Morrissey i wsp. (2000), Morrissey i wsp. (2002), Perry i wsp. (2005a), Perry i wsp. (2005b), Tagesson i wsp. (2008). Badania te były przeprowadzane zarówno na pacjentach po uszkodzeniu, a także po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Niniejsze badania nie uwzględniały obiektywnych testów analizujących funkcję stawu kolanowego. Taka ocena może być wykonana za pomocą elektronicznych systemów analizujących wzorzec chodu, biegu, czy skoku (Baker i wsp. 2016). W 2001 roku Hooper i wsp. wykazali brak różnic pomiędzy wpływem ćwiczeń wykonywanych w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, a ćwiczeniami wykonywanymi w otwartym łańcuchu kinematycznym, na funkcję stawu kolanowego. Wykonywali oni obiektywną analizę chodu w 2, a następnie w 6 tygodniu u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Podsumowując, wczesne wprowadzenie otwartego łańcucha kinematycznego do programu usprawniania pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego nie wpływa istotnie statystycznie na badane parametry stabilności, siły i poczucia jakości funkcjonowania operowanego stawu, lecz nie wyklucza poprawy w zakresie sprawności ogólnej oraz w sportach, w których dominuje otwarty łańcuch kinematyczny, jak piłka nożna, czy sporty walki (Cordeiro i wsp. 2015).

7. Podsumowanie

Wyniki prezentowanych przeze mnie badań potwierdzają dominujący w literaturze pogląd, że trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywane w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym oraz jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, wykonywane w 2 i 3 miesiącu po operacji, nie wpływają negatywnie na przednią stabilność stawu kolanowego, a najprawdopodobniej także na sam przeszczep więzadła krzyżowego przedniego. Badania te umożliwiają fizjoterapeutom wprowadzenie do programu rehabilitacji ćwiczeń w otwartym łańcuchu kinematycznym już od 5 tygodnia po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, bez obawy o negatywny wpływ na stabilność stawu kolanowego.

U wszystkich badanych przeszczep pobierany był z mięśni kulszowo-goleniowych. Aby jednoznacznie potwierdzić uzyskane w pracy wyniki, należałoby poszerzyć badania o grupy, w których zostałyby wykorzystane przeszczepy zarówno allo- jak i autogeniczne, pobrane z innych części ciała (np. ścięgno mięśnia czworogłowego uda, więzadło rzepki, ścięgno mięśnia pierszelowego przedniego).

Wykorzystanie obu typów łańcucha kinematycznego w treningu nie wykazuje wpływu na większy przyrost, ani siły prostowników, ani siły zginaczy stawu kolanowego, w porównaniu z wykorzystaniem jedynie zamkniętego łańcucha kinematycznego. Najprawdopodobniej bardziej istotne jest obciążenie stosowane w ćwiczeniach, stąd przyszłe prace powinny przeanalizować wpływ różnych obciążeń treningowych w pierwszych 3 miesiącach rehabilitacji, na stabilność stawu kolanowego i siłę mięśniową.

W obydwu grupach nie wykazano także różnic w dolegliwościach bólowych i poczuciu jakości funkcjonowania stawu kolanowego, co także potwierdza większość autorów, którzy podejmowali podobną tematykę. W związku z powyższym należy stawiać pytania: jakie inne korzyści mogą wynikać z zastosowania ćwiczeń w otwartym łańcuchu kinematycznym we wczesnej fazie rehabilitacji po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

8. Wnioski

Przeprowadzone badania oraz analiza ich wyników pozwalają sformułować następujące wnioski dotyczące treningu oporowego prostowników stawu kolanowego u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

1. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po operacji, nie ma istotnie statystycznego wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego.
2. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego wykonywany w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po operacji, nie ma istotnie statystycznego wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego.
3. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, nie ma istotnie statystycznego wpływu na większy przyrost maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego, w stosunku do treningu wykonywanego jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.
4. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, nie ma istotnie statystycznego wpływu na poczucie jakości funkcjonowania tego stawu i mniejsze dolegliwości bólowe, w porównaniu do treningu wykonywanego jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.

Streszczenie

WPLYW TRENINGU PROSTOWNIKÓW STAWU KOLANOWEGO NA JEGO STABILNOŚĆ U OSÓB PO REKONSTRUKCJI WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO

Wprowadzenie: Głównym celem fizjoterapii pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (WKP) jest przywrócenie pełnej funkcji tego stawu przy jednoczesnej ochronie gojącego się przeszczepu. Na początku lat 90 pojawiły się doniesienia naukowe, z których wynikało, że ćwiczenia prostowników stawu kolanowego w otwartym łańcuchu kinematycznym (OŁK) mogą powodować występowanie silniejszych dolegliwości bólowych i osłabienie wydolności przeszczepu, a to może wpływać na pogorszenie przedniej stabilności stawu kolanowego (PSSK). Natomiast wydaje się, że połączenie ćwiczeń w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym (ZiOŁK) może skutkować większym przyrostem siły mięśnia czworogłowego uda niż wykonywanie ćwiczeń jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (ZŁK).

Cel: Celem pracy było ustalenie wpływu wczesnego wprowadzenia treningu mięśni prostowników stawu kolanowego w ZiOŁK na PSSK, u osób po rekonstrukcji WKP. Porównano ponadto trening wykonywany w ZiOŁK z treningiem wykonywanym jedynie w ZŁK pod kątem wpływu na siłę prostowników i zginaczy stawu kolanowego, a także wpływu na dolegliwości bólowe i poczucie jakości funkcjonowania tego stawu.

Materiał i metody: W ramach pracy przebadanych zostało 39 mężczyzn, w wieku od 20 do 37 lat, u których przeprowadzona została rekonstrukcja WKP. Przeszczep był pobrany ze ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych. Osoby badane zostały losowo przydzielone do jednej z dwóch grup: grupa O (w której badani wykonywali ćwiczenia oporowe w ZiOŁK) i grupa Z (w której badani wykonywali ćwiczenia oporowe jedynie w ZŁK). Trening trwał od 5 do 12 tygodnia po operacji.

Sesje pomiarowe zostały przeprowadzone w 4, 8 i 12 tygodniu po operacji i zawierały: pomiar PSSK za pomocą artrometru GNRB, pomiar siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izometrycznych za pomocą dynamometru BTE Primus RS oraz kwestionariusz IKDC 2000, oceniający dolegliwości bólowe i poczucie jakości funkcjonowania stawu kolanowego.

Wyniki: Analiza wyników przeprowadzonych badań wykazała brak istotnych statystycznie różnic ($p < 0,05$) pomiędzy grupami w zakresie: przedniej stabilności operowanego stawu kolanowego, w sile zginaczy i prostowników tego stawu, a także w subiektywnych odczuciach bólu i jakości funkcjonowania tego stawu. W obu grupach zaobserwowano natomiast istotny statystycznie przyrost siły zginaczy i prostowników operowanego stawu kolanowego, a także zmniejszenie dolegliwości bólowych i poprawę subiektywnych odczuć dotyczących funkcjonowania tego stawu.

Wnioski: Przeprowadzone badania oraz analiza ich wyników pozwalają sformułować następujące wnioski dotyczące treningu oporowego prostowników stawu kolanowego u osób po rekonstrukcji WKP.

1. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po operacji, nie ma istotnie statystycznego wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego.
2. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego wykonywany w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, rozpoczęty w piątym tygodniu po operacji, nie ma istotnie statystycznego wpływu na przednią stabilność stawu kolanowego.
3. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, nie ma istotnie statystycznego wpływu na większy przyrost maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego, w stosunku do treningu wykonywanego jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.
4. Trening oporowy prostowników stawu kolanowego, wykonywany w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym, nie ma istotnie statystycznego wpływu na poczucie jakości funkcjonowania tego stawu i mniejsze dolegliwości bólowe, w porównaniu do treningu wykonywanego jedynie w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.

Słowa kluczowe: zamknięty łańcuch kinematyczny, otwarty łańcuch kinematyczny, rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego, stabilność, staw kolanowy

Summary

THE INFLUENCE OF KNEE EXTENSORS TRAINING ON ITS STABILITY AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION

Introduction: The main goal of the physiotherapy of patients after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction is to restore the full function of the joint while protecting the healing graft. At the beginning of the 1990s, scientific reports revealed that the knee extensor exercises in the open kinetic chain (OKC) might cause greater pain and deterioration of graft function, and this could affect the deterioration of the knee joint stability (KJS). It also seems that the combination of exercises in a closed and open kinetic chain (CaOKC) may result in a greater increase in the strength of the quadriceps femoris than exercises performed only in a closed kinetic chain (CKC).

Aim: The aim of the study was to determine the impact of early introduction of knee extensor muscle training in the CaOKC on KJS, in people after ACL reconstruction. In addition, training performed in the CaOKC was compared with training performed only in the CKC in terms of the impact on the strength of extensors and flexors of the knee joint, as well as the impact on pain and the sense of knee joint functional quality.

Material and methods: As part of the study, 39 men aged 20-37 after the ACL reconstruction were examined. The graft was collected from the tendons of the hamstring muscles. Subjects were randomly assigned to one of the two groups: group O (in which the subjects performed resistance exercise in the CaOKC) and group Z (in which the subjects performed resistance exercises only in the CKC). Training lasted from the 5th to the 12th week after the ACL reconstruction.

The measurements were carried out at the 4th, 8th and 12th week after surgery and included: KJS measurement with the GNRB arthrometer, strength measurement of knee extensors and flexors under isometric conditions using a BTE Primus RS dynamometer and the IKDC 2000 questionnaire, assessing pain and the sense of knee joint functional quality.

Results: The analysis of the results showed no statistically significant differences ($p < 0.05$) in: operated knee joint anterior stability, operated knee extensors and flexors muscle strength, and in the subjective sense of pain and functional quality of this joint between patients

performing training in the CaOKC and patients performing training in the CKC only. In both groups, a statistically significant increase was observed in the strength of flexors and extensors of the operated knee joint, as well as reduction in pain and improvement of subjective sense of functional quality of this joint.

Conclusions: The conducted research and performed analysis allow to formulate the following conclusions regarding resistance training of knee extensors muscles in people after ACL reconstruction.

1. Resistance training of knee extensors performed in a closed and open kinetic chain, started in the fifth week after surgery, has no statistically significant effect on the anterior stability of the knee joint.
2. Resistance training of knee extensors performed in a closed kinetic chain, started in the fifth week after surgery, has no statistically significant effect on the anterior stability of the knee joint.
3. Resistance training of knee extensors performed in a closed and open kinetic chain has no statistically significant impact on the increase in the maximal torque of knee flexors and extensors, compared to training performed only in a closed kinetic chain.
4. Resistance training of knee extensors performed in a closed and open kinetic chain has no statistically significant impact on the sense of functional quality of this joint and the sense of pain compared to the training performed in a closed kinetic chain only.

Key words: close kinetic chain, open kinetic chain, anterior cruciate ligament reconstruction, laxity, knee joint

Spis rycin, tabel i wykresów

Ryciny

<i>Ryc. 1. Budowa prawego stawu kolanowego, widok od przodu (Gilroy 2011).....</i>	<i>6</i>
<i>Ryc. 2. Budowa prawego stawu kolanowego, widok od tyłu (Gilroy 2011).....</i>	<i>9</i>
<i>Ryc. 3. Mięśnie prawego stawu kolanowego, widok od przodu (Gilroy 2011).....</i>	<i>13</i>
<i>Ryc. 4. Mięśnie prawego stawu kolanowego, widok od tyłu (Gilroy 2011).....</i>	<i>16</i>
<i>Ryc. 5. Skala intensywności wysiłku OMNI-RES, stopniowana w punktach RPE (Shinya Yamauchi i wsp. 2013).....</i>	<i>31</i>
<i>Ryc. 6. Schemat protokołu postępowania rehabilitacyjnego.....</i>	<i>48</i>
<i>Ryc. 7. Półprzysiad obunóż z hantlami.....</i>	<i>52</i>
<i>Ryc. 8. Wypychanie ciężaru na suwnicy obunóż.....</i>	<i>52</i>
<i>Ryc. 9. Prostowanie stawu kolanowego leżąc.....</i>	<i>53</i>
<i>Ryc. 10. Prostowanie stawu kolanowego siedząc.....</i>	<i>54</i>
<i>Ryc. 11. Półprzysiad jednonóż z hantlami.....</i>	<i>55</i>
<i>Ryc. 12. Wypychanie ciężaru na suwnicy jednonóż.....</i>	<i>55</i>
<i>Ryc. 13. Ułożenie kończyny dolnej do badania artrometrycznego.....</i>	<i>58</i>
<i>Ryc. 14. Uczestnik badania podczas pomiarów siły prostowników stawu kolanowego.....</i>	<i>61</i>

Tabele

<i>Tabela 1. Zestawienie danych z przeglądu aktualnej literatury naukowej (wg roku publikacji).....</i>	<i>38-44</i>
<i>Tabela 2. Charakterystyka grupy badanej.....</i>	<i>46</i>
<i>Tabela 3. Etapy jednostki treningowej.....</i>	<i>49</i>
<i>Tabela 4. Rodzaje ćwiczeń oporowych dla grupy O i Z.....</i>	<i>51</i>
<i>Tabela 5. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych S w grupie O, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>63</i>
<i>Tabela 6. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych S w grupie Z, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>63</i>
<i>Tabela 7. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych PR w grupie O, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>63</i>
<i>Tabela 8. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych ZG w grupie O, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>64</i>
<i>Tabela 9. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych PR w grupie Z, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>64</i>
<i>Tabela 10. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych ZG w grupie Z, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>64</i>
<i>Tabela 11. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych I w grupie O, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>64</i>
<i>Tabela 12. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych I w grupie Z, w poszczególnych tygodniach pomiarowych</i>	<i>65</i>
<i>Tabela 13. Przyrosty absolutne wartości zmiennej S w grupie O.....</i>	<i>66</i>
<i>Tabela 14. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej S w grupie O.....</i>	<i>67</i>
<i>Tabela 15. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej S w grupie Z.....</i>	<i>68</i>

Tabela 16. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej S w grupie Z	69
Tabela 17. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej PR w grupie O	70
Tabela 18. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej PR w grupie O	71
Tabela 19. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej ZG w grupie O	72
Tabela 20. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej ZG w grupie O	73
Tabela 21. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej PR w grupie Z	74
Tabela 22. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej PR w grupie Z	75
Tabela 23. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej ZG w grupie Z	75
Tabela 24. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej ZG w grupie Z	76
Tabela 25. Przyrosty absolutne wartości zmiennej I w grupie O	77
Tabela 26. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej I w grupie O	78
Tabela 27. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych zmiennej I w grupie Z	79
Tabela 28. Indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe zmiennej I w grupie Z	80
Tabela 29. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej S w grupie O w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	82
Tabela 30. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej S w grupie O w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$	82
Tabela 31. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej S w grupie Z w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	84
Tabela 32. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej S w grupie Z w poszczególnych tygodniach po rekonstrukcji WKP, z $p < 0,05$	84
Tabela 33. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami Z i O , w pomiarach wartości zmiennej S w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	86

Tabela 34. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej PR w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	87
Tabela 35. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej PR w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$	87
Tabela 36. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej PR w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	89
Tabela 37. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej PR w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,0$	89
Tabela 38. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami Z i O , w pomiarach wartości zmiennej PR w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	91
Tabela 39. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej ZG w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	92
Tabela 40. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej ZG w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$	92
Tabela 41. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej ZG w 4, 8 i 12 po rekonstrukcji WKP.....	94
Tabela 42. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej ZG w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$	94
Tabela 43. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami Z i O , w pomiarach wartości zmiennej ZG w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	96
Tabela 44. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej I w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	97
Tabela 45. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej I w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$	97
Tabela 46. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy pomiarami wartości zmiennej I w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	99
Tabela 47. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej I w poszczególnych tygodniach pomiarowych, z $p < 0,05$	99
Tabela 48. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupami Z i O , w pomiarach wartości zmiennej I w 4, 8 i 12 tygodniu po rekonstrukcji WKP.....	101

Wykresy

- Wykres 1.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **S** w grupie **O**, z trendem liniowym (wartości w mm).....66
- Wykres 2.** Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **S** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....67
- Wykres 3.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **S** w grupie **Z**, z trendem liniowym (wartości w mm).....68
- Wykres 4.** Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **S** w grupie **Z**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....69
- Wykres 5.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **PR** w grupie **O**, z trendem liniowym (wartości w Nm).....70
- Wykres 6.** Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **PR** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....71
- Wykres 7.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **O**, z trendem liniowym (wartości w Nm).....72
- Wykres 8.** Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....73
- Wykres 9.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **PR** w grupie **Z**, z trendem liniowym (wartości w Nm).....74
- Wykres 10.** Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **PR** w grupie **Z**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....75
- Wykres 11.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **Z**, z trendem liniowym (wartości w Nm).....76
- Wykres 12.** Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **ZG** w grupie **Z**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....77
- Wykres 13.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **I** w grupie **O**, z trendem liniowym (wartości w mm).....78
- Wykres 14.** Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej **I** w grupie **O**, z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....79
- Wykres 15.** Porównanie empirycznych danych zmienności średnich wartości zmiennej **I** w grupie **Z**, z trendem liniowym (wartości w mm).....80

Wykres 16. Dynamika zmienności średnich wartości zmiennej I w grupie Z , z uwzględnieniem procentowych przyrostów względnych.....	81
Wykres 17. Zmiany zmiennej S w poszczególnych tygodniach pomiarowych, w grupie O * $p < 0,05$	83
Wykres 18. Zmiany zmiennej S w poszczególnych tygodniach pomiarowych, w grupie Z * $p < 0,05$	85
Wykres 19. Zmiany zmiennej PR w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$	88
Wykres 20. Zmiany zmiennej PR w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$	90
Wykres 21. Zmiany zmiennej ZG w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$	93
Wykres 22. Zmiany zmiennej ZG w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$	95
Wykres 23. Zmiany zmiennej I w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$	98
Wykres 24. Zmiany zmiennej I w poszczególnych tygodniach pomiarowych * $p < 0,05$	100

Piśmiennictwo

1. Akbari A, Ghiasi F, Mir M, Hosseinifar M. The effects of balance training on static and dynamic postural stability indices after acute ACL reconstruction. *Global Journal of Health Science*. 2015, 8(4): 68-81.
2. Alentorn-Geli E, Samitier G, Álvarez P, Steinbacher G, Cugat R. Anteromedial portal versus transtibial drilling techniques in ACL reconstruction: A blinded cross sectional study at two- to five-year follow-up. *International Orthopaedics*. 2010, 34: 747-754.
3. Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 2003, 10: 215-220.
4. Amis AA. The functions of the fibrebundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012, 20(4): 613-620.
5. Anderson AF, Snyder RB, Federspiel CF, Lipscomb AB. Instrument evaluation of knee laxity: A comparison of five arthrometers. *The American Journal of Sports Medicine*. 1992, 20(2): 135-140.
6. Arastu MH, Grange S, Twyman R. Prevalence and consequences of delayed diagnosis of anterior cruciate ligamen ruptures. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, 23(4): 1201-1205.
7. Augustsson J. Documentation of strength training for research purposes after ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2013, 21(8): 1849-1855.
8. Augustsson J, Thomee R. Ability of closed and open kinetic chain tests of muscular strength to assess functional performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2000, 10: 164-168.
9. Babu J, Shalvoy RM, Behrens SB. Diagnosis and Management of Meniscal Injury. *Rhode Island Medical Journal*. 2016, 99(10): 27-30.
10. Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K. Gaitanalysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2016, 52(4): 560-574.
11. Barcellona MG, Morrissey MC, Milligan P, Clinton M, Amis AA. The effect of knee extensor open kinetic chain resistance training in the ACL-injured knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, 23(11): 3168-3177.

12. Barrett G, Stokes D, White M. Anterior cruciate ligament reconstruction in patients older than 40 years: allograft versus autograft patellar tendon. *The American Journal of Sports Medicine*. 2005, 33(10): 1505-1512.
13. Beard DJ, Kyberd PJ, O'Connor JJ, Fergusson CM, Dodd CAF. Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Orthopaedic Research*. 1994, 12(2): 219-228.
14. Beldame J, Mouchel S, Bertiaux S, Adam J-M, Mouilhade F, Roussignol X, Dujardin F. Anterior knee laxity measurement: Comparison of passive stress radiographs Telos® and “Lerat”, and GNRB® arthrometer. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2012, 98(7): 744-750.
15. Bergamin M, Gobbo S, Bullo V, Vendramin B, Duregon F, Frizziero A, Ermolao A. Reliability of a device for the knee and ankle isometric and isokinetic strength testing in older adults. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*. 2017, 7(2): 323-330.
16. Berry JL, Berg WS, Stahurski TM. Evaluation of Dacron-covered and plain bovine xenografts as replacements for the anterior cruciate ligament. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1988, 236: 270-278.
17. Bieler T, Aue Sobol N, Andersen LL, Kiel P, Lofholm P, Aagaard P. The effects of high-intensity versus low-intensity resistance training on leg extensor power and recovery of knee function after ACL-reconstruction. *BioMed Research International*. 2014: 278512.
18. Bochenek A, Reicher M, Łasiński W (red.). *Anatomia człowieka. Tom I, wyd. XII*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa 2007: 587-600, 868-913.
19. Bodor M. Quadriceps protects the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*. 2001, 19(4): 629-633.
20. Bouguennec N, Odri GA, Graveleau N, Colombet P. Comparative reproducibility of TELOS® and GNRB® for instrumental measurement of anterior tibial translation in normal knees. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2015, 101(3): 301-305.
21. Brown CH, Spalding T, Robb C. Medial portal technique for single-bundle anatomical Anterior Cruciate Ligament (ACL) reconstruction. *International Orthopaedics*. 2013, 37: 253-269.

22. Brown LE, Weir JP. ASEP Procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology Online*. 2001, 4(3): 1-21.
23. Budny J, Fox J, Rauh M, Fineberg M. Emerging Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The Journal of Knee Surgery*. 2016, 1: 1-7.
24. Busam ML, Rue JP, Bach BR Jr. Fresh-frozen allograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2007, 26(4): 607-623.
25. Bynum EB, Barrack RL, Alexander AH. Open versus closed chain kinetic exercises after anterior cruciate ligament reconstruction: A Prospective Randomized Study. *The American Journal of Sports Medicine*. 1995, 23(4): 401-406.
26. Caterine S, Litchfield R, Johnson M, Chronik B, Getgood A. A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2014, 23(11): 3186-3195.
27. Chen RQ, Li WP, Cai DZ. Knee joint training for the functional recovery after reconstruction of anterior cruciate ligament by using patellar tendon autograft and allograft. *Clinical Rehabilitation*. 2005, 9(26): 1-3.
28. Chmielewski TL, Hurd WJ, Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle cocontraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Physical Therapy*. 2005, 85: 740-749.
29. Cho I, Hwangbo G, Lee D, Lee S. The effects of closed kinetic chain exercises and open kinetic chain exercises using elastic bands on electromyographic activity in degenerative gonarthrosis. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014, 26(9): 1481-1484.
30. Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *Journal of Anatomy*. 2013, 223(4): 321-28.
31. Collette M, Courville J, Forton M, Gagnière B. Objective evaluation of anterior knee laxity; comparison of the KT-1000 and GNRB® arthrometers. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012, 20(11): 2233-2238.
32. Collins NJ, Misra D, Felson DT, Crossley KM, Roos EM. Measures of knee function. *Arthritis Care & Research*. 2011, 63(11): 208-228.

33. Cooper RL, Taylor NF, Feller JA. A randomised controlled trial of proprioceptive and balance training after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Research in Sports Medicine*. 2005, 13(3): 217-230.
34. Cordeiro N, Cortes N, Fernandes O, Diniz A, Pezarat-Correia P. Dynamic knee stability and ballistic knee movement after ACL reconstruction: an application on instep soccer kick. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, 23(4): 1100-1106.
35. Crawford K, Briggs KK, Rodkey WG, Steadman JR. Reliability, validity, and responsiveness of the IKDC score for meniscus injuries of the knee. *Arthroscopy*. 2007; 23: 839-844.
36. Csintalan RP, Inacio MCS, Funahashi TT. Incidence rate of anterior cruciate ligament reconstructions. *The Permanente Journal*. 2008, 12(3): 17-21.
37. Cuthbert SC, Goodheart GJ. On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropractic & Osteopathy*. 2007, 15(4): 1-23.
38. Czyrny Z. Diagnostyka uszkodzeń więzadeł krzyżowych w badaniu rezonansu magnetycznego. *Acta Clinica*. 2001, 1: 331-339.
39. Delincé P, Ghafil D. Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012, 20(1): 48-61.
40. Dodds AL, Gupte CM, Neyret P, Williams AM, Amis AA. Extra-articular techniques in anterior cruciate ligament reconstruction: a literature review. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2011, 93(11): 1440-1448.
41. Domnick C, Raschke MJ, Herbort M. Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World Journal of Orthopedics*. 2016, 7(2): 82-93.
42. Duncan MJ, Al-Nakeeb Y, Scurr J. Perceived exertion is related to muscle activity during leg extension exercise. *Research in Sports Medicine*. 2006, 14(3): 179-189.
43. Duthon VB, Magnussen RA, Servien E, Neyret P. ACL reconstruction and extra articular tenodesis. *Clinics in Sports Medicine*. 2013, 32(1): 141-153.
44. Dziak A: Etiopatogeneza uszkodzeń więzadeł krzyżowych kolana. *Medicina Sportiva*. 2002, 6(2): 9-17.

45. Enocson AG, Berg HE, Vargas R, Jenner G, Tesch PA. Signal intensity of MR-images of thigh muscles following acute open- and closed kinetic chain knee extensor exercise - index of muscle use. *European Journal of Applied Physiology*. 2005, 94(4): 357-363.
46. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1998, 30: 556-569.
47. Fanelli GC, Orcutt DR, Edson C. The multiple-ligament injured knee: evaluation, treatment, and results. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. 2005, 21(4): 471-486.
48. Fleming BC, Ohlén G, Renström PA, Peura GD, Beynon BD, Badger GJ. The effects of compressive load and knee joint torque on peak anterior cruciate ligament strains. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003, 31(5): 701-707.
49. Fremerey R, Lobenhoffer P, Skutek M, Zeichen J, Gerich T, Bosch U. Proprioception after reconstruction of the anterior cruciate ligament. Endoscopic vs. 2 tunnel technique. *Der Unfallchirurg*. 2000, 103(10): 864-70.
50. Frontera WR, Ochala J. Skeletal muscle: a brief review of structure and function. *Calcified Tissue International*. 2015, 96(3): 183-195.
51. Fu FH, Harner CD, Johnson DL, Miller MD, Woo SL-Y. Biomechanics of knee ligaments: basic concept and clinical application. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1993, 75: 1716-1727.
52. Gilroy AM, MacPherson BR, Ross LM, Morys J (red.). *Atlas anatomii*. MedPharm Polska, Wrocław 2011: 366, 370, 384, 385.
53. Glass R, Waddell J, Hoogenboom B. The effects of open versus closed kinetic chain exercises on patients with ACL deficient or reconstructed knees: a systematic review. *North American journal of sports physical therapy*. 2010, 5(2): 74-84.
54. Goradia VK, Grana WA. A comparison of outcomes at 2 to 6 years after acute and chronic anterior cruciate ligament reconstructions using hamstring tendografts. *Arthroscopy*. 2001, 17: 383-392.
55. Grant JA. Updating recommendations for rehabilitation after ACL reconstruction: a review. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2013, 23(6): 501-502.

56. Greenfield MLVH, Kuhn JE, Wojtys EM. A statistic primer. Validity and reliability. *The American Journal of Sports Medicine*. 1998, 26: 483-485.
57. Grob K, Ackland T, Kuster MS, Manestar M, Filgueira L. A newly discovered muscle: the tensor of the vastus intermedius. *Clinical Anatomy*. 2016, 29(2): 256-263.
58. Górecki A. Uszkodzenia stawu kolanowego. 2. wyd. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa, 2002.
59. Hamido F, Misfer AK, Harran AH. The use of the LARS artificial ligament to augment a short or undersized ACL hamstrings tendon graft. *Knee*. 2011, 18: 373-378.
60. Hammond B, Marques-Bruna P, Chauhan EBC. Electromyographic activity in superficial muscles of the thigh and hip during the back squat to three different depths with relative landing. *Journal of Fitness Research*. 2016, 5(3): 57-68.
61. Hantes ME, Mastrokalos DS, Yu J, Passler HH. The effect of early motion on tibial tunnel widening after anterior cruciate ligament replacement using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy*. 2004, 20(6): 572-580.
62. Heijne A, Werner S. Early versus late start of open kinetic chain quadriceps exercises after ACL reconstruction with patellar tendon or hamstring grafts: a prospective randomized outcome study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2007, 15(4): 402-414.
63. Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, Tirico LE, Gobbi RG, Pécora JR, Camanho GL. Anatomy and histology of the knee anterolateral ligament. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2013, 1(7).
64. Henning CE, Lynch MA, Ghck KR. An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *The American Journal of Sports Medicine*. 1985, 13: 22-26.
65. Higgins LD, Taylor MK, Park D, Ghodadra N, Marchant M, Pietrobon R, Cook C. Reliability and validity of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Form. *Joint Bone Spine*. 2007, 74(6): 594-599.
66. Hirschmann MT, Müller W. Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, 23(10): 2780-2788.

67. Hooper DM, Morrissey MC, Drechsler W, Morrissey D, King J. Open and closed kinetic chain exercises in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*. 2001, 29(2): 167-174.
68. Hoffman JR, Ratamess NA, Klatt M, Faigenbaum AD, Ross RE, Tranchina NM, McCurley RC, Kang J, Kraemer WJ. Comparison between different off-season resistance training programs in Division III American college football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009, 23(1): 11-9.
69. Hooper DM, Hill H, Drechsler WI, Morrissey MC. Range of motion specificity resulting from closed and open kinetic chain resistance training after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2002, 16(3): 409-415.
70. Irrgang JJ, Ho H, Harner CD, Fu FH. Use of the International Knee Documentation Committee guidelines to assess outcome following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1998, 6(2): 107-114.
71. James EW, Williams BT, LaPrade RF. Stress radiography for the diagnosis of knee ligament injuries: a systematic review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2014, 472(9): 2644-2657.
72. Jenny J-Y, Arndt J. Computer Assisted Orthopaedic Surgery - France. Anterior knee laxity measurement using stress radiographs and the GNRB® system versus intra operative navigation. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2013, 99(6): 297-300.
73. Jewiss D, Ostman C, Smart N. Open versus closed kinetic chain exercises following an anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Sports Medicine*. 2017: 4721548.
74. Törpel A, Becker T, Thiers A, Hamacher D, Schega L. Inter session reliability of isokinetic strength testing in knee and elbow extension and flexion using the BTE Primus RS. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2017, 26(4), 1-5.
75. Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Clinics in Sports Medicine*. 2017, 36(1): 1-8.

76. Kakarlapudi TK, Bickerstaff DR. Knee instability: isolated and complex. *The Western Journal of Medicine*. 2001, 174(4): 266-272.
77. Katayama M, Higuchi H, Kimura M, Kobayashi A, Hatayama K, Terauchi M, Takagishi K. Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *International Orthopaedics*. 2004, 28(5): 278-281.
78. Keays SL, Bullock-Saxtona J, Keays AC, Newcombe P. Muscle strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis. *The Knee*. 2001, 8: 229-234.
79. Kersh ME, Ploeg H-L, Pandy MG. The dependence of knee joint stability on the cruciate and collateral ligaments. *Movement & Sport Sciences*. 2015, 54(90): 37-54.
80. Kiapour AM, Murray MM. Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. *Bone and Joint Research*. 2014, 3(2): 20-31.
81. Kim DK, Hwang JH, Park WH. Effects of 4 weeks preoperative exercise on knee extensor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015 27(9): 2693–2696.
82. Kobayashi A, Higuchi H, Terauchi M, Kobayashi F, Kimura M, Takagishi K. Muscle performance after anterior cruciate ligament reconstruction. *International Orthopaedics*. 2004, 28(1): 48-51.
83. Kohn D, Rose C. Primary stability of interference screw fixation - influence of screw diameter and insertion torque. *The American Journal of Sports Medicine*. 1994, 22: 334-338
84. Konishi Y, Fukubayashi T, Takeshita D. Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2002, 12: 371-375.
85. König DP, Rütt J, Kumm D, Breidenbach E. Diagnosis of anterior knee instability. Comparison between the Lachman test, the KT-1000 arthrometer and the ultrasound Lachman test. *Unfallchirurg*. 1998, 101(3): 209-213.
86. Kuhn MA, Ross G. Anterior cruciate ligament reconstruction using tibialis anterior lograft and cross pin fixation. *Techniques in Knee Surgery*. 2006, 5(2): 80-86.
87. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*. 1987, 15: 225-229.

88. Lagally KM, Amorose AJ, Rock B. Selection of resistance exercise intensity using ratings of perceived exertion from the OMNI-RES. *Perceptual and Motor Skills*. 2009, 108(2): 573-586.
89. Laskowski J M, Pomianowski S, Orłowski J. Wydajność mięśnia czworogłowego uda i mięśni zginaczy kolana po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego w ocenie dynamometrycznej i klinicznej. *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska*. 2002, 67(6): 587-592.
90. Lee M, Sung DJ, Lee J, Oh I, Kim S, Kim S, Kim J. Enhanced knee joint function due to accelerated rehabilitation exercise after anterior cruciate ligament reconstruction surgery in Korean male high school soccer players. *Journal of Exercise Rehabilitation*. 2016, 12(1): 29-36.
91. Lefevre N, Bohu Y, Naouri JF, Klouche S, Herman S. Validity of GNRB® arthrometer compared to Telos TM in the assessment of partial anterior cruciate ligament tears. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2014, 22(2): 285-290.
92. Lephart S, Henry T. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper and lower extremity. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1992, 5: 71-87.
93. Lobb R, Tumilty S, Claydon LS. A review of systematic reviews on anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*. 2012, 13(4): 270-278.
94. Lohmander LS, Östenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis & Rheumatology*. 2004, 50(10): 3145-3152.
95. Lubowitz JH, Bernardini BJ, Reid JB. Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*. 2008, 36(3): 577-594.
96. Lutz GE, Palmitier RA, An KN, Chao EY. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1993, 75(5): 732-739.

97. MacKay G, Anthony IC, Jenkins PJ, Blyth M. Anterior cruciate ligament repair revisited. preliminary results of primary repair with internal brace ligament augmentation: a case series. *Orthopedic and Muscular System*. 2015, 4: 188.
98. Maestas C, Preuhs RR. Modelling volatility in political time series . *Electoral Studies*. 2000, 19(1): 95-110.
99. Mahirogullari M, Ferguson CM, Whitlock PW. Freeze-dried allografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinics in Sports Medicine*. 2007, 26(4): 625-637.
100. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1990, 72(4): 557-567.
101. Maszczyk A, Zając A, Ryguła I. A neural network model approach to athlete selection. *Sport Engineering*. 2011, 13: 83-93.
102. Maszczyk A, Rocznik R, Czuba M, Zając A, Waśkiewicz Z, Mikolajec K, Stanula A. Application of regression and neural models to predict competitive swimming performance. *Perceptual & Motor Skills*. 2012, 114(2): 610-624.
103. Maszczyk A, Gołaś A, Pietraszewski P, Rocznik R, Zając A, Stanula A. Application of neural and regression models in sports results prediction. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*. 2014, 117: 482-487.
104. McCullough BD, Wilson B. On the accuracy of statistical procedures in Microsoft Excel 2003. *Computational Statistics and Data Analysis*. 2005, 49(4): 1244-1252.
105. McGinty G, Irrgang JJ, Pezzullo D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clinical Biomechanics*. 2000, 15: 160-166.
106. Mikkelsen C, Werner S, Eriksson E. Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2000, 8(6): 337-342.
107. Milsom J, Barreira P, Burgess DJ, Iqbal Z, Morton JP. Case study: Muscle atrophy and hypertrophy in a premier league soccer player during

- rehabilitation from ACL injury. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*. 2014, 24(5): 543-552.
108. Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1979, 58(3): 115-130.
 109. Moritani T. Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *Journal of Biomechanics*. 1993, 26(1): 95-107.
 110. Morrissey MC, Hudson ZL, Drechsler WI, Coutts FJ, Knight PR, King JB. Effects of open versus closed kinetic chain training on knee laxity in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2000, 8(6): 343-348.
 111. Morrissey MC, Drechsler WI, Morrissey D, Knight PR, Armstrong PW, McAuliffe TB. Effects of distally fixated versus nondistally fixated leg extensor resistance training on knee pain in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy*. 2002, 82(1): 35-43.
 112. Morrissey MC, Perry MC, King JB. Is knee laxity change after ACL injury and surgery related to open kinetic chain knee extensor training load? *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2009, 88(5): 369-375.
 113. Mouton C, Seil R, Meyer T, Agostinis H, Theisen D. Combined anterior and rotational laxity measurements allow characterizing personal knee laxity profiles in healthy individuals. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, 23(12): 3571-3577.
 114. Naclerio F, Chapman M, Larumbe-Zabala E. Use of the rate of perceived exertion scales in resistance training: a comment on Mayo, Iglesias-Soler, and Fernández-Del-Olmo. *Perceptual and Motor Skills*. 2015, 121(2): 490-493.
 115. Nakamura N, Horibe S, Sasaki S, Kitaguchi T, Tagami M, Mitsuoka T, Shino K. Evaluation of active knee flexion and hamstring strength after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2002, 18(6): 598-602.
 116. Nicholettos A, Barcellona MG, Morrissey MC. The immediate effects of open kinetic chain knee extensor exercise at different loads on knee anterior laxity in the uninjured. *Knee*. 2013, 20(6): 500-504.

117. Noyes FR, Barber-Westin SD. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with human allograft. Comparison of early and later results. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American Volume*. 1996, 78(4): 524-537.
118. Ohkoshi Y, Yasuda K, Kaneda K, Wada T, Yamanaka M. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *The American Journal of Sports Medicine*. 1991, 19(6): 605-611.
119. Ostasiewicz S, Rusnak Z, Siedlecka U. *Statystyka. Elementy teorii i zastosowania*. Wydawnictwo Akademii Ekonomicznej we Wrocławiu. Wrocław 2006.
120. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*. 1992, 5(4): 383-9.
121. Paradowski PT, Roos EM. Skale oceny stawu kolanowego. Podstawowe pojęcia. Przegląd metod badawczych. Adaptacja językowa i kulturowa. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*. 2004, 6(4): 393-405.
122. Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*. 2015, 43(3): 669-674.
123. Perry MC, Morrissey MC, King JB, Morrissey D, Earnshaw P. Effects of closed versus open kinetic chain knee extensor resistance training on knee laxity and leg function in patients during the 8- to 14-week post-operative period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2005, 13(5): 357-369.
124. Perry MC, Morrissey MC, Morrissey D, Knight PR, McAuliffe TB, King JB. Knee extensors kinetic chain training in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2005, 13(8): 638-648.
125. Piontek T, Ciemniowska-Gorzela K, Naczek J, Cichy K, Szulc A. Adaptacja językowa i kulturowa na język polski formularza subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego IKDC 2000 i skali Lysholma. *Polish Orthopedics and Traumatology*. 2012, 77: 115-119.
126. Queale WS, Snyder-Mackler L, Handling K, Richards JG. Instrumented examination of knee laxity in patients with anterior cruciate deficiency: a comparison of the KT-2000, Knee Signature System, and Genucom. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1994, 19(6): 345-351.

127. Ratamess NA, Alvar BA, Evetoch TK. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med. Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2009; 41: 687-708.
128. Riederman R, Wroble RR, Grood ES, Vanginkel L, Shaffer BL. Reproducibility of the Knee Signature System. *The American Journal of Sports Medicine*. 1991, 19(6): 660-664.
129. Risberg MA, Holm I, Myklebust G, Engebretsen L. Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized clinical trial. *Physical Therapy*. 2007, 87(6): 737-750.
130. Robert H, Nouveau S, Gageot S, Gagnière B. A new knee arthrometer, the GNRB®: Experience in ACL complete and partial tears. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*. 2009, 95(3): 171-176.
131. Rohman EM, Macalena JA. Anterior cruciate ligament assessment using arthrometry and stress imaging. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2016, 9(2): 130-138.
132. Roi GS, Creta D, Nanni G, Marcacci M, Zaffagnini S, Snyder-Mackler L. Return to official Italian First Division soccer games within 90 days after anterior cruciate ligament reconstruction: a case report. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2005, 35(2): 52-61.
133. Ryu SM, Na HD, Shon OJ. Diagnostic Tools for acute anterior cruciate ligament injury: GNRB, Lachman test, and Telos. *Knee Surgery & Related Research*. 2018, 30(2): 121-127.
134. Shechtman O, Davenport R, Malcolm M, Nabavi D. Reliability and validity of the BTE-Primus grip tool. *Journal of Hand Therapy*. 2003, 16(1): 36-42.
135. Shechtman O, MacKinnon L, Locklear C. Using the BTE Primus to measure grip and wrist flexion strength in physically active wheelchair users: an exploratory study. *American Journal of Occupational Therapy*. 2001, 55(4): 393-400.
136. Shechtman O, Hope LM, Sindhu BS. Evaluation of the torque-velocity test of the BTE-Primus as a measure of sincerity of effort of grip strength. *Journal of Hand Therapy*. 2007, 20(4): 326-334.

137. Shelbourne KD, Nitz P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*. 1990, 18(3): 292-299.
138. Sherman OH, Banffy MB. Anterior cruciate ligament reconstruction: which graft is best? *Arthroscopy*. 2004, 20(9): 974-980.
139. Shinya Yamauchi SM, Yamauchi S, Fujisawa C, Domen K. Rating of perceived exertion for quantification of the intensity of resistance exercise. *International Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2013, 1(9): 1-4.
140. Singh N. International Epidemiology of Anterior Cruciate Ligament Injuries Mini-Review. 2018, 1(5): 1-3.
141. Smith A, Bach B, Bush-Joseph C. Allograft for revision ACL reconstruction: the RUSH experience. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*. 2005, 13(2): 86-92.
142. Snarska A. Statystyka, Ekonometria, Prognozowanie. Ćwiczenia z Excelem. Wydawnictwo Placet. Warszawa 2005.
143. Snyder-Mackler L, Delitto A, Bailey SL, Stralka SW. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1995, 77(8): 1166-1173.
144. Snyder-Mackler L, Fitzgerald GK, Bartolozzi AR, Cicotti MG. The relationship between passive joint laxity and functional outcome after anterior cruciate injury. *American Journal of Sports Medicine*. 1997, 25: 191-195.
145. Sobczyk M. Statystyka. Wydawnictwo Naukowe PWN. Warszawa 2002.
146. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R, The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *American Journal of Sports Medicine*. 1987, 15(3): 207-213.
147. Stębowska J, Hoffman J, Dejewski I, Kędziora-Kornatowska K, Cubała A, Srokowska A, Zukow W. Restoring the function of the cinematic complex of the knee joint in patients after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *University of Health Sciences*. 2012, 115-138.

148. Stolarczyk A, Kalińska J, Nagraba Ł, Mitek T, Kołodziejski P. Postępowanie w uszkodzeniach więzadła krzyżowego przedniego. *Artroskopia i Chirurgia Stawów*. 2007, 3(2): 18-29.
149. Strehl A, Eggli S. The value of conservative treatment in ruptures of the anterior cruciate ligament (ACL). *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 2007, 62: 1159-1162.
150. Śmigieński R, Zdanowicz U, Drwięga M, Cizek B, Ciszowska-Łysoń B, Siebold R. Ribbon like appearance of the midsubstance fibres of the anterior cruciate ligament close to its femoral insertion site: a cadaveric study including 111 knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, 23(11): 3143-3150.
151. Tagesson S, Oberg B, Good L, Kvist J. A comprehensive rehabilitation program with quadriceps strengthening in closed versus open kinetic chain exercise in patients with anterior cruciate ligament deficiency: a randomized clinical trial evaluating dynamic tibial translation and muscle function. *The American Journal of Sports Medicine*. 2008, 36(2): 298-307.
152. Tagesson S, Oberg B, Kvist J. Passive and dynamic translation in the knee is not influenced by knee exercises in healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2005, 15(3): 139-147.
153. Taylor SA, Khair MM, Roberts TR, DiFelice GS. Primary repair of the anterior cruciate ligament: a systematic review. *Arthroscopy*. 2015, 31(11): 2233-2247.
154. Thomas AC, Villwock M, Wojtys EM, Palmieri-Smith RM. Lower extremity muscle strength after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Journal of Athletic Training*. 2013, 48(5): 610-620.
155. Tuxoe JL, Teir M, Winge S, Nielsen PL. The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2002, 10: 138-140.
156. Uçar M, Koca I, Eroglu M, Eroglu S, Sarp U, Arik HO, Yetisgin A. Evaluation of open and closed kinetic chain exercises in rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014, 26(12): 1875-1878.

157. Van Grinsven S, van Cingel REH, Holla CJM, van Loon CJM. Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010, 18(8): 1128-1144.
158. Vauhnik R, Perme MP, Barcellona MG, Rugelj D, Morrissey MC, Sevsek F. Robotic knee laxity testing: reliability and normative data. *Knee*. 2013, 20(4): 250-255.
159. Vincent JP, Magnussen RA, Gezmez F. The anterolateral ligament of the human knee: an anatomic and histologic study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012, 20: 147-152.
160. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005 19(1): 231–240.
161. Wewers ME, Lowe NK. A critical review of visual analogue scales in the measurement of clinical phenomena. *Research in Nursing & Health*. 1990, 227-236.
162. Woo SL, Debski RE, Withrow JD, Janaushek MA. Biomechanics of knee ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*. 1999, 27(4): 533-543.
163. White K, Di Stasi SL, Smith AH, Snyder-Mackler L. Anterior cruciate ligament-specialized post-operative return-to-sports (ACL-SPORTS) training: a randomized control trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2013, 14(1): 108.
164. Wilk KE, Zheng N, Fleisig GS, Andrews JR, Clancy WG. Kinetic chain exercise: implications for the anterior cruciate ligament patient. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1997, 6: 125-143.
165. Willardson JM, Burkett LN. The effect of different rest intervals between sets on volume components and strength gains. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, 22(1): 146-152.
166. Woo SL-Y, Wu C, Dede O, Vercillo F, Noorani S. Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. BioMed Central. 2006, 1: 2.
167. Yack HJ, Collins CE, Whieldon TJ. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *The American Journal of Sports Medicine*. 1993, 21: 49-54.

168. Yanagawa T, Shelburne K, Serpas F, Pandy M. Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clinical Biomechanics*. 2002, 17(9-10): 705-712.
169. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*. 2007, 41: 47-51.
170. Zlotnicki JP, Naendrup J-H, Ferrer GA, Debski RE. Basic biomechanic principles of knee instability. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2016, 9(2): 114-122.

Załączniki

Formularz subiektywnej oceny kolana IKDC

Zaznacz kółkiem lub krzyżykiem tylko jedną odpowiedź:

1. Jaki jest najwyższy poziom aktywności, na którym dajesz sobie radę bez istotnego bólu kolana?

1. Znaczne wysiłki, takie jak skoki lub obroty (np. jak w koszykówce, czy piłce nożnej)
2. Znaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej, jazdy na nartach, gry w tenisa
3. Umiarkowane aktywności, jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht
4. Lekkiego typu aktywności, jak spacer, praca domowa, praca wokół domu
5. Nie jestem w stanie wykonać którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

2. Jak często odczuwałeś/aś ból w ciągu ostatnich 4 tygodni:

Stale 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Nigdy

3. Jak ciężki jest ból, gdy go odczuwasz?

Najcięższy 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Nie ma bólu

4. W ciągu ostatnich 4 tygodni jak sztywne lub spuchnięte było Twoje kolano:

1. Nie było
2. Lekko
3. Średnio
4. Znacznie
5. Niezwykle silnie

5. Jaki jest najwyższy poziom aktywności, jaki potrafisz osiągnąć bez istotnego obrzęku Twojego kolana:

1. Znaczne wysiłki, takie jak skoki lub obroty (np. w koszykówce, czy piłce nożnej)
2. Znaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej, jazdy na nartach, gry w tenisa
3. Umiarkowane aktywności, jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht
4. Lekkiego typu aktywności, jak spacer, praca domowa, praca wokół domu
5. Nie jestem w stanie wykonać którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

6. Czy Twoje kolano blokowało się lub „haczyło” w ciągu ostatnich 4 tygodni lub od czasu uszkodzenia:

TAK NIE

7. Jaki jest najwyższy poziom aktywności, jaki udaje Ci się podjąć bez załamywania się kolana?

1. Znaczne wysiłki, takie jak skoki lub obroty (np. w koszykówce, czy piłce nożnej)
2. Znaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej, jazdy na nartach, gry w tenisa
3. Umiarkowane aktywności, jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht
4. Lekkiego typu aktywności, jak spacer, praca domowa, praca wokół domu
5. Nie jestem w stanie wykonać którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

8. Jaki jest najwyższy poziom aktywności sportowej, na którym możesz regularnie funkcjonować?

1. Znaczne wysiłki, takie jak skoki lub obroty (np. w koszykówce, czy piłce nożnej)
2. Znaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej, jazdy na nartach, gry w tenisa
3. Umiarkowane aktywności, jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht
4. Lekkiego typu aktywności, jak spacer, praca domowa, praca wokół domu
5. Nie jestem w stanie wykonać którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

9. Na jaki rodzaj czynności pozwala Twoje kolano (proszę zaznaczyć „x”):

	Bez trudności	Sprawia drobne trudności	Sprawia poważne trudności	Niemożliwe
Wchodzenie po schodach				
Schodzenie po schodach				
Kłęknięcie na przedniej powierzchni kolana				
Kucanie				
Siadanie ze zgiętym kolaniem				
Wstawanie z krzesła				
Bieg w przód				
Skakanie i lądowanie na operowanej kończynie				
Szybkie zatrzymywanie się i startowanie				

10. Jak ocenilibyś funkcję Twojego kolana w skali od 0 do 10, gdzie 10 oznacza normalną, wyśmienitą funkcję, a 0 niezdolność do jakichkolwiek codziennych czynności w tym sportu?

Obecna funkcja Twojego kolana:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10