

Martyna Wardak

**Ocena funkcji stawu kolanowego po
jednoczasowej rekonstrukcji
wielowięzadłowej i rehabilitacji
pooperacyjnej**

Rozprawa doktorska

Promotor:
dr hab. med. Andrzej Nowakowski
Katedra i Klinika Chirurgii Kręgosłupa Ortopedii Onkologicznej
i Traumatologii
Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Poznań 2012

Dziękuję promotorowi,
Dr hab. med. Andrzejowi Nowakowskiemu
za opiekę merytoryczną oraz
całemu zespołowi Rehasport Clinic
za pomoc w przygotowaniu pracy

Spis treści

1. WSTĘP.....	5
1.1. Wprowadzenie.....	5
1.2. Anatomia stawu kolanowego.....	6
1.3. Biomechanika stawu kolanowego.....	10
1.3.1. Ruchomość stawu kolanowego.....	10
1.3.2. Rola więzadeł w mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego.....	11
1.3.3. Wpływ ćwiczeń w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym na staw kolanowy	13
1.4. Ocena funkcji stawu kolanowego	15
1.4.1. Ocena stabilności mechanicznej stawu kolanowego	15
1.4.2. Stabilność mechaniczna a stabilność funkcjonalna stawu kolanowego	17
1.4.3. Siła mięśniowa i jej znaczenie dla funkcji stawu kolanowego	18
1.4.4. Testy funkcjonalne	22
1.4.5. Ocena wzorców ruchowych	22
2. CELE PRACY	24
3. MATERIAŁ BADAŃ	25
3.1. Technika operacyjna	28
3.2. Postępowanie pooperacyjne	31
4. METODYKA	32
4.1. Ocena kliniczna	32
4.2. Ocena izokinetyczna mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego ..	33
4.3. Funkcjonalna ocena wzorców ruchowych	34
5. KRYTERIA OCENY WYNIKÓW	41
6. WYNIKI BADAŃ	46
6.1. <i>Analiza 1</i>	47
Ocena siły mięśniowej stawu kolanowego przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł.....	47
6.2. <i>Analiza 2</i>	49
Analiza statystyczna wyników uzyskanych po rekonstrukcji więzadeł dla wszystkich chorych oraz z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przedoperacyjnej.....	49

6.2.1.	Wyniki badania klinicznego	49
6.2.2.	Wyniki badania izokinetycznego	51
6.2.3.	Korelacje	55
6.2.4.	Rehabilitacja pooperacyjna	56
6.3.	<i>Analiza 3</i>	57
	Wyniki funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych	57
7.	OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA	59
7.1.	Uzyskane wyniki w kontekście zastosowanego modelu rehabilitacji	59
7.2.	Omówienie uzyskanych wyników oceny siły mięśniowej w świetle piśmiennictwa	66
7.3.	Wyniki badań chorych, których nie uwzględniono w analizie statystycznej .	68
7.4.	Wpływ zastosowanej metody leczenia na siłę mięśniową „zdrowej” kończyny dolnej	69
7.5.	Zależność oceny klinicznej i wyników siły mięśniowej	70
7.6.	Ocena siły mięśniowej przed i po operacyjnej rekonstrukcji więzadeł	70
7.7.	Wpływ rehabilitacji przedoperacyjnej na siłę mięśniową prostowników i zginaczy stawu kolanowego.....	71
7.8.	Protokół rehabilitacyjny po rekonstrukcji wielowięzadłowej	72
7.9.	Wartość kliniczna skali funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych	76
8.	WNIOSKI.....	79
9.	STRESZCZENIE/ABSTRACT	80
10.	SPIS RYCIN I TABEL	84
11.	PIŚMIENNICTWO	88
12.	ZAŁĄCZNIKI	99
13.	INDEKS SKRÓTÓW	107

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

Jednym z następstw podwichnięcia lub zwichnięcia stawu kolanowego jest uszkodzenie więzadeł odpowiedzialnych za jego stabilizację: więzadła krzyżowego przedniego (ACL) i/lub krzyżowego tylnego (PCL) i/lub pobocznego piszczelowego (MCL) i/lub pobocznego strzałkowego (LCL). Uszkodzeniom wielowięzadłowym, rozumianym jako uszkodzenia przynajmniej dwóch z powyższych więzadeł, mogą towarzyszyć: złamania kości, urazy łąkotek, uszkodzenia chrząstki stawowej bądź pęczka naczyniowo-nerwowego [20, 54, 43, 19, 80, 50, 37, 13, 40, 101, 3, 14, 37]. W stawie pozbawionym więzadeł rozwija się niestabilność mechaniczna a w związku ze zniszczeniem mechanoreceptorów i wolnych zakończeń nerwowych, w które to więzadła są bogato zaopatrzone, upośledzone zostają zwrotne reakcje nerwowo-mięśniowe, co prowadzi do rozwoju niestabilności funkcjonalnej [42]. Następstwem powyższych zmian jest najprawdopodobniej wczesne pojawienie się zmian zwyrodnieniowych.

Aktualnie brak jednoznacznych wytycznych co do sposobu leczenia uszkodzeń wielowięzadłowych stawu kolanowego. Wraz z rozwojem technik operacyjnych rekonstrukcji więzadeł, odstąpiono od nieoperacyjnego ich leczenia. Nie ma jednak zgodności co do momentu przeprowadzenia rekonstrukcji, algorytmu leczenia operacyjnego, rodzaju użytego materiału w przeszczepach więzadeł oraz sposobu jego mocowania. O ile postępowanie chirurgiczne umożliwia odtworzenie mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego, o tyle przywrócenie stabilności funkcjonalnej stanowi wyzwanie dla rehabilitacji pooperacyjnej. Aktualnie brakuje wystandaryzowanych protokołów rehabilitacji pooperacyjnej, a wykorzystywane w praktyce cechują rozbieżności, co do momentu rozpoczęcia obciążania kończyny czy agresywności w zwiększaniu zakresu ruchu. Zwolennicy wczesnego uruchamiania stawu kolanowego po rekonstrukcji wielowięzadłowej mają na celu zapobieganie zrostom i ograniczeniom zakresu ruchu, wymagającym dodatkowej interwencji chirurgicznej, natomiast przeciwnicy postulują mniej agresywne działania, aby nie doprowadzić do nadmiernego rozciągnięcia lub przerwania ciągłości przeszczepu [20, 53, 54, 91].

Szczególne wyzwanie stanowi uzyskanie prawidłowej siły mięśnia czworogłowego uda oraz mięśni kulszowo-goleniowych, bez generowania niekorzystnych sił ścinających na antagonistycznie działające przeszczepy więzadła krzyżowego przedniego oraz tylnego [41]. Odtworzenie siły mięśniowej jest nadrzędnym celem rehabilitacji, a dostępne badania podkreślają znaczenie siły mięśniowej dla odzyskania funkcji stawu kolanowego po rekonstrukcji więzadeł [69, 92, 4, 64, 57]. Zastosowanie obiektywnych narzędzi pomiarowych siły mięśniowej u chorych leczonych operacyjnie z powodu złożonej niestabilności stawu kolanowego stanowi rzadkość. Większość autorów wykorzystuje do oceny efektów leczenia: subiektywne skale oceny stawu kolanowego, ocenę mechanicznej stabilności z wykorzystaniem artrometru oraz ocenę zakresu ruchu stawu kolanowego [20, 50, 37, 40, 101]. Istotnym narzędziem oceny powinny być testy funkcjonalne, które pozwalają na globalną ocenę narządu ruchu pod kątem asymetrii czy kompensacji w następstwie urazu [4, 64, 91].

1.2. Anatomia stawu kolanowego

Staw kolanowy jest największym stawem organizmu ludzkiego utworzonym przez kość udową, kość piszczelową oraz rzepkę. Staw udowo-piszczelowy oraz rzepkowo-udowy obejmuje wspólna torebka stawowa, co umożliwia bezpośredni kontakt między powierzchniami stawowymi. Powierzchnie stawowe stawu udowo-piszczelowego czyli kłykcie kości udowej oraz kłykcie kości piszczelowej oddzielone są od siebie przez dwie łąkotki: przyśrodkową i boczną. Łąkotka boczna charakteryzuje się dużą ruchomością, jest krótsza i silniej zakrzywiona w porównaniu z łąkotką przyśrodkową [7, 20, 91].

Więzadła stawu kolanowego

Więzadło krzyżowe przednie (ACL) przebiega od powierzchni wewnętrznej kłykcia bocznego kości udowej do pola międzykłykciowego przedniego kości piszczelowej. Utworzone jest z dwóch pęczków: pęczka przednio-przyśrodkowego i pęczka tylnobocznego. Długość więzadła wynosi między 31-38 mm a szerokość 10-12 mm [7, 20].

Więzadło krzyżowe tylne (PCL) ma swoje przyczepy na bocznej powierzchni przyśrodkowego kłykcia kości udowej oraz na tylnej powierzchni bliższego końca kości piszczelowej. Więzadło składa się z dwóch pęczków: pęczka przednio-

bocznego napinającego się podczas zgięcia stawu kolanowego i pęczka tylnoprzyśrodkowego napiętego w trakcie wyprostowania stawu kolanowego. Długość więzadła wynosi 38 mm a szerokość 13 mm. Bezpośrednio z więzadłem krzyżowym tylnym łączą się więzadła łąkotkowo-udowe (więzadło Wrisberg'a i więzadło Humphry'a) [20, 91].

Więzadło poboczne strzałkowe (LCL) przyczepia się do nadkłykcia bocznego kości udowej i powierzchni bocznej głowy strzałki, nie łącząc się bezpośrednio z torebką stawową [7, 20].

Więzadło poboczne piszczelowe (MCL) przebiega od nadkłykcia kości udowej do kłykcia kości piszczelowej. Utworzone jest z warstwy powierzchniowej i głębokiej. Warstwa głęboka odpowiada za stabilizację łąkotki przyśrodkowej stawu kolanowego [16, 20].

Kaletki maziowe stawu kolanowego

W obrębie stawu kolanowego wyróżnia się 8 kaletek: zachyłek podkolanowy, kaletki przedrzepkowe (kaletka podskórna przedrzepkowa, kaletka podpowięziowa przedrzepkowa), kaletkę podścięgnową przedrzepkową, kaletkę podrzepkową głęboką, kaletkę nadrzepkową, kaletkę gęsią, kaletkę przyśrodkową mięśnia brzuchatego łydki oraz kaletkę mięśnia półbłoniastego [7].

Unerwienie

Staw kolanowy unerwiony jest przez następujące nerwy: udowy, piszczelowy, strzałkowy wspólny oraz zasłonowy [7, 20].

Unaczynienie

Za unaczynienie stawu kolanowego odpowiadają głównie odgałęzienia tętnicy podkolanowej: tętnica górna przyśrodkowa kolana, tętnica górna boczna kolana, tętnica dolna przyśrodkowa kolana, tętnica dolna boczna kolana i tętnica środkowa kolana. Dodatkowo staw kolanowy unaczyniają: dwie tętnice wsteczne piszczelowe od tętnicy piszczelowej przedniej, gałąź okalająca strzałkę od tętnicy piszczelowej tylnej, tętnica zstępująca kolana od tętnicy udowej oraz gałąź zstępująca tętnicy bocznej okalającej udo od tętnicy głębokiej uda.

Naczyniom tętnicznym towarzyszy siatka naczyń żylnych głębokich, która wraz z dopływami naczyń żylnych od żył: odpiszczelowej i odstrzałkowej odprowadza krew z obszaru stawu kolanowego [7, 20].

Zespoły mięśniowe okolicy stawu kolanowego:

Mięsień czworogłowy uda:

- m. prosty uda- przyczep początkowy na kolcu biodrowym przednim dolnym, na brzegu panewki i torebce stawu biodrowego,
- m. obszerny boczny- przyczep początkowy na wardze bocznej kresy chropawej, na kresie międzykrętarzowej i bocznej powierzchni krętarza większego,
- m. obszerny przyśrodkowy- przyczep początkowy na wardze przyśrodkowej kresy chropawej i kresie międzykrętarzowej,
- m. obszerny pośredni- przyczep początkowy na kresie międzykrętarzowej, na powierzchni przedniej i bocznej trzonu kości udowej.

Wszystkie głowy mięśnia czworogłowego mają wspólny przyczep końcowy na rzepce, gdzie splatając się z więzadłem rzepki przyczepiają się do guzowatości kości piszczelowej.

Mięsień stawowy- stanowi najgłębszą warstwę mięśnia obszernego pośredniego, przyczep początkowy na dolnej powierzchni trzonu kości udowej, przyczep końcowy na torebce stawowej stawu kolanowego.

Mięsień półścięgnisty- przyczep początkowy na powierzchni tylnej guza kulszowego, przyczep końcowy na kości piszczelowej, poniżej guzowatości.

Mięsień półbłoniasty- przyczep początkowy na guzie kulszowym, przyczep końcowy na powierzchni przyśrodkowej części górnej kości piszczelowej.

Mięsień dwugłowy uda:

- głowa długa- przyczep początkowy na guzie kulszowym,
- głowa krótka- przyczep początkowy na środkowej części wargi bocznej kresy chropawej.

Przyczep końcowy głowy długiej i krótkiej znajduje się na głowie kości strzałkowej.

Mięsień napinacz powięzi szerokiej uda- przyczep początkowy na kolcu biodrowym przednim górnym oraz powięzi pośladkowej, wraz z pasmem biodrowo-piszczelowym kończący się na kłykcium bocznym kości piszczelowej.

Mięsień krawiecki- przyczep początkowy na kolcu biodrowym przednim górnym, przyczep końcowy poniżej i przyśrodkowo w stosunku do guzowatości kości piszczelowej.

Mięsień podkolanowy- przyczep początkowy na tylnobocznej powierzchni nadkłykcia bocznego kości udowej, przyczep końcowy na tylnoprzyśrodkowej powierzchni kości piszczelowej.

Mięsień smukły- przyczep początkowy na gałęzi kości łonowej i kulszowej, przyczep końcowy poniżej i przyśrodkowo w stosunku do guzowatości kości piszczelowej.

Mięsień podeszwowy- przyczep początkowy w obrębie kresy nadkłykciowej bocznej kości udowej, przyczep końcowy na powierzchni tylnej kości piętowej.

Mięsień brzuchaty łydki:

głowa boczna- przyczep początkowy na kłykcium bocznym kości udowej,

głowa przyśrodkowa- przyczep początkowy powyżej kłykcia przyśrodkowego kości udowej.

Obydwie głowy przechodzą w ścięgno Achillesa, które przyczepia się na powierzchni tylnej kości piętowej [7, 20, 99].

1.3. Biomechanika stawu kolanowego

1.3.1. Ruchomość stawu kolanowego

Staw kolanowy jest stawem dwuosowym o dwóch stopniach swobody. Pierwszy stopień swobody związany jest z osią poprzeczną, dookoła której zachodzi ruch zgięcia i wyprost. Drugi stopień swobody uzyskuje staw kolanowy w zgięciu, kiedy możliwy jest ruch obrotowy dookoła osi długiej goleni [7, 53].

Zakres ruchu zgięcia stawu kolanowego uzależniony jest od ułożenia stawu biodrowego. W pozycji leżenia przodem zakres ruchu biernego wynosi 140° natomiast zakres ruchu czynnego jest mniejszy $130-135^\circ$. Wyprost w stawie kolanowym wynosi 0° , fizjologicznie może występować przeprost w wielkości $5-10^\circ$ [99].

Zakres ruchu rotacji w osi goleni mierzy się w siadzie lub leżeniu na brzuchu, w pozycji zgięcia stawów kolanowych pod kątem 90° . Punktem odniesienia jest II promień stopy. W warunkach fizjologicznych ruch rotacji zewnętrznej wynosi 40° , natomiast rotacji wewnętrznej 30° . Nie są to „czyste” ruchy rotacyjne, rotacji zewnętrznej towarzyszy odwiedzenie a rotacji wewnętrznej przywiedzenie przodostopia [99].

Podczas ruchów zgięcia i wyprost w stawie kolanowym dochodzi do złożonych ruchów toczenia i ślizgania między powierzchniami stawowymi. Są one uzależnione od rodzaju podejmowanej aktywności ruchowej. Kończyny dolne funkcjonują w czynnościach dnia codziennego w tzw. zamkniętych i otwartych łańcuchach kinematycznych. Pojęcia te wprowadził Steindler, definiując czynności wykonywane przy ustabilizowanym segmencie dystalnym, jako aktywność w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Ruch jednego ogniwa powoduje określony ruch innych ogniów, a każdy jego człon jest połączony, co najmniej z dwoma innymi członami. Przykładem aktywności w zamkniętym łańcuchu kinematycznym jest przysiad, gdzie stopa jest ufixowana na podłożu, a segmentem ruchomym jest udo. Analogiczną aktywnością w otwartym łańcuchu kinematycznym jest wyprost w stawie kolanowym w pozycji siedzącej na krześle. Segmentem ruchomym jest w tym przypadku goleń. Segment dystalny jest swobodny i łączy się tylko z jednym, sąsiednim ogniwnem a ruchy ogniów są niezależne od siebie [8, 41]. Poniżej zostaną

przedstawione wzajemne relacje między powierzchniami stawowymi stawu kolanowego w zależności od rodzaju łańcucha kinematycznego, w którym odbywa się ruch.

Wyprost w stawie kolanowym

Podczas ruchu wyprostu w zamkniętym łańcuchu kinematycznym kłykcie kości udowej toczą się doprzednio w zakresie, jaki umożliwi więzadło krzyżowe tylne. Po przekroczeniu tej granicy zachodzi dalszy ruch ślizgowy kłykci kości udowej ku tyłowi w stosunku do kości piszczelowej. W warunkach otwartego łańcucha kinematycznego kłykcie kości piszczelowej wykonują ruch ślizgania i toczenia do przodu na kłykciach kości udowej [7, 41].

Zgięcie w stawie kolanowym

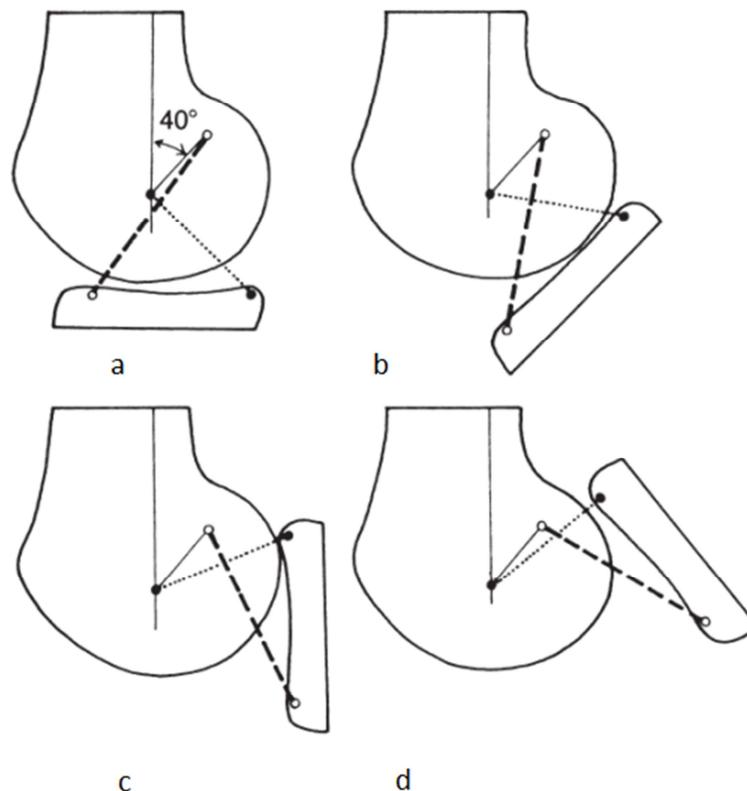
Podczas ruchu zgięcia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, kłykcie kości udowej toczą się do tyłu w zakresie, jaki pozwala na to więzadło krzyżowe przednie. Brak możliwości dalszego rozciągnięcia więzadła krzyżowego przedniego powoduje pociąganie przez nie kłykci kości udowej do przodu. Podczas zgięcia w otwartym łańcuchu kinematycznym kość piszczelowa ślizga i toczy się do tyłu w stosunku do kłykci kości udowej [7, 41].

1.3.2. Rola więzadeł w mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego

Mechaniczna stabilizacja 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, co doskonale obrazuje rycina 1. Podczas wyprostu stawu kolanowego dochodzi do napięcia większości włókien ACL i części tylnej włókien PCL. Stabilność stawu kolanowego ustawionego w przeproście, utrzymywana jest głównie przez bierne stabilizatory, przy niewielkiej aktywności mięśni. Napięcie więzadeł krzyżowych równoważy się przy ustawieniu kątowym w stawie 30-60° zgięcia, po przekroczeniu którego zwiększa się napięcie włókien PCL. Przy kącie 90° napięta jest większość włókien PCL, przy minimalnej aktywności części przedniej włókien ACL. W maksymalnym zgięciu włókna PCL przebiegają pionowo, natomiast przy wyprostowanym stawie kolanowym ich orientacja jest pozioma. Oś obrotu stawu

przesuwa się do tyłu podczas zginania i ku przodowi podczas prostowania stawu kolanowego.

W przypadku zadziałania siły zewnętrznej więzadło krzyżowe przednie kontroluje translację przednią piszczeli, natomiast głównym zadaniem więzadła krzyżowego tylnego jest ograniczenie translacji tylnej piszczeli. Podstawowymi ogranicznikami ruchów w płaszczyźnie czołowej są więzadła poboczne. Więzadło poboczne piszczelowe zapobiega koślawości, natomiast więzadło poboczne strzałkowe szpotawości stawu kolanowego. Rola więzadeł krzyżowych podczas zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego polega na kontroli rotacji goleni. ACL hamuje rotację wewnętrzną piszczeli, natomiast podczas ruchu rotacji zewnętrznej napięcie włókien jest zniesione[20].



Ryc. 1 Wzajemne relacje jakie zachodzą między więzadłami krzyżowymi w różnych ustawieniach kątowych stawu kolanowego. Wraz ze wzrostem zgięcia w stawie kolanowym przebieg włókien ACL (grubsza linia przerywana) zmienia swoją orientację z pionowej na poziomą w stosunku do linii stawu. Odwrotnie reaguje PCL (cienka linia przerywana) a- w wyproście b- w zgięciu $<90^\circ$ c- w zgięciu 90° d- w zgięciu $>90^\circ$ [28].

1.3.3. Wpływ ćwiczeń w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym na staw kolanowy

Czynności dnia codziennego stanowią kombinację aktywności wykonywanych w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym. Istotnym elementem rehabilitacji pooperacyjnej jest wprowadzanie ćwiczeń w obydwu typach łańcuchów. Świadomość zmian, jakie zachodzą w obrębie stawu kolanowego pod ich wpływem, stanowi klucz do prawidłowego, a co najważniejsze, bezpiecznego ich stosowania [41, 91].

Ćwiczenia w otwartym łańcuchu kinematycznym

Podczas wyprostu w otwartym łańcuchu kinematycznym dochodzi do izolowanego napięcia mięśnia czworogłowego uda. Wielkość przesunięcia piszczeli pod wpływem aktywności mięśnia czworogłowego uzależniona jest od ustawienia kąтового w stawie. Z badań przeprowadzonym przez Grooda i wsp., Sawhneya i wsp., Palmitiera i wsp., Beynnona i wsp. wynika, że bezpiecznym kątem, przy którym napięcie mięśnia czworogłowego nie powoduje przesunięcia piszczeli w kierunku przednim lub tylnym jest kąt 60-75° zgięcia w stawie kolanowym. Ruch wykonywany w zakresie poniżej tego kąta powoduje przesunięcie piszczeli ku przodowi, natomiast powyżej, translację piszczeli ku tyłowi. Ćwiczenia wyprostu w otwartym łańcuchu kinematycznym w zakresie 0-60° nie powinny być stosowane we wczesnej fazie po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. W trakcie ćwiczeń zgięcia w otwartym łańcuchu kinematycznym dochodzi do izolowanego napięcia mięśni kulszowo-goleniowych i przesunięcia piszczeli ku tyłowi, co znacznie obciąża więzadło krzyżowe tylne. Obciążenie więzadła jest wprost proporcjonalne do kąta zgięcia w stawie kolanowym [41, 91].

Ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym

Przykładem aktywności w zamkniętym łańcuchu kinematycznym jest przysiad. Segment dystalny ufixowany jest na podłożu a ruch odbywa się w obrębie segmentu udowego. Z badań przeprowadzonych przez Bodora [8] wynika, że podczas wyprostu w zamkniętym łańcuchu kinematycznym wektor działania siły mięśnia czworogłowego (Q) zwrócony jest ku dołowi, a jego składowa pozioma (Qa) powoduje przesunięcie uda do przodu w stosunku do piszczeli, co działa w kierunku rozluźnienia więzadła krzyżowego przedniego [ryc. 2]. Zadaniem mięśni kulszowo-

goleniowych w tym przypadku jest kontrola ustawienia miednicy. Aktywność mięśni kulszowo-goleniowych podczas skłonu w przód i fazy wyprostu z przysiadu potwierdziły badania elektromiograficzne [8, 20, 66]. Pozycja tułowia i miednicy ma więc bezpośredni wpływ na aktywność mięśni stabilizujących staw kolanowy oraz obciążenie więzadeł krzyżowych. Pochylenie tułowia ku przodowi zwiększa aktywność mięśni tylnej grupy i zmniejsza obciążenie ACL. Ochronne działanie ćwiczeń w zamkniętym łańcuchu kinematycznym na ACL wykazali również Yack, Okhoshi, Kvist, Gillquist i O'Connor wykazując zmniejszenie translacji przedniej kości piszczelowej [41, 66, 91, 96]. Korzyści stosowania ćwiczeń w łańcuchu zamkniętym nad ćwiczeniami w łańcuchu otwartym nie wykazało badanie Beynnona z wsp., w którym autorzy uzyskali podobne wartości obciążenia ACL podczas aktywnego wyprostu w otwartym łańcuchu kinematycznym i przysiadu [7]. Ćwiczenia wykonywane w zamkniętym łańcuchu kinematycznym są bardziej funkcjonalne jednak jak podaje Snyder-Mackler ich wyłączne stosowanie może niedostatecznie stymulować mięsień czworogłowy uda [41]. Wydaje się, że uzyskanie w procesie rehabilitacji prawidłowej siły mięśniowej jest możliwe jedynie dzięki odpowiedniej kombinacji ćwiczeń w obydwu typach łańcuchów kinematycznych.



Ryc. 2 Wyprost stawu kolanowego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Q - wektor działania siły mięśnia czworogłowego, Q_a - składowa pozioma, Q_b - składowa pionowa [8].

1.4. Ocena funkcji stawu kolanowego

1.4.1. Ocena stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Niestabilność mechaniczna to nadmierna ruchomość w stawie spowodowana uszkodzeniem struktur więzadłowo-torebkowych. W zależności od rodzaju uszkodzonych struktur można wyróżnić niestabilność prostą (przednią, tylną, boczną, przyśrodkową) oraz złożoną (tylno-boczną niestabilność rotacyjną, tylnoprzyśrodkową niestabilność rotacyjną, przednio-boczną niestabilność rotacyjną oraz przednio-przyśrodkową niestabilność rotacyjną). Uszkodzenie więzadeł krzyżowych powoduje nadmierne przednio-tylne przesunięcie w stawie kolanowym, podczas gdy uszkodzenie więzadeł pobocznych prowadzi do nadmiernego rozwarcia szpary stawowej podczas próby waryzacji i walgizacji [51].

Sposoby jakościowego pomiaru przesunięcia przednio-tylnego stawu kolanowego:

- Test szuflady przedniej – przeprowadza się w pozycji leżenia tyłem i zgięcia stawu kolanowego pod kątem 90°. Badający stabilizuje stopę badanego i wysuwa goleń do przodu względem uda [91]. Strukturami, które mogą być uszkodzone w przypadku dodatniego testu są: ACL, MCL, tylnoboczna i tylnoprzyśrodkowa torebka stawowa, układ więzadeł łukowatych i skośnych, pasmo biodrowo-piszczelowe [51].
- Test Lachmana – badany znajduje się w pozycji leżenia tyłem ze stawami kolanowymi w zgięciu pod kątem 30°. Badający stoi po stronie badanego stawu kolanowego z jedną ręką opartą na udzie i drugą na goleni, za pomocą której przesuwając goleń ku przodowi względem uda. Test ten uznawany jest za najczulsze narzędzie diagnostyczne niewydolności więzadła krzyżowego przedniego [91]. W przypadku dodatniego wyniku, poza ACL może być uszkodzony układ więzadeł łukowatych i skośnych [51].
- Próba obciążenia osiowego (pivot Shift test) – badany w pozycji leżenia tyłem i zgięcia stawu kolanowego pod kątem 30°. Jedną rękę badany umieszcza pod piętą a drugą na bocznej powierzchni proksymalnego końca kości piszczelowej. Badany wywiera nacisk walgizacyjny, jednocześnie wykonując wyprost stawu kolanowego. Podwichnięcie kości piszczelowej ku przodowi świadczy o niewydolności więzadła krzyżowego przedniego [91].

- Test szuflady tylnej – pozycja wyjściowa jak w teście szuflady przedniej. Badający przesuwają gołęń ku tyłowi względem uda. W związku z trudnością określenia punktu neutralnego, czyli punktu wyjściowego testu, niektórzy autorzy zalecają wykonanie testu szuflady przedniej dla określenia całkowitej wartości przesunięcia przednio-tylnego stawu kolanowego. Dodatni test wskazuje na uszkodzenie PCI i/lub układu więzadeł łukowatych i skośnych [51, 91, 101].

Sposoby ilościowego pomiaru przesunięcia przednio-tylnego stawu kolanowego:

Urządzeniami umożliwiającymi ilościową ocenę przesunięcia przednio-tylnego stawu kolanowego są artrometry. Do najbardziej znanych artrometrów należą: KT-1000, KT-2000, Rolimeter [79]. W niniejszej pracy wykorzystano Rolimeter (Aircast Summit, NJ, USA), którego zaletą jest prostota przeprowadzenia pomiaru i nieinwazyjność. Badanie wykonano w pozycjach charakterystycznych dla testu szuflady przedniej oraz testu Lachmana opisanych powyżej, przy czym jedna ręka badanego służyła do stabilizacji artrometru.

Przyjęto dwa sposoby interpretacji wyników:

- Na podstawie wartości bezwzględnej przesunięcia piszczeli względem uda dla badanej kończyny. Dla tej oceny przyjęto następującą klasyfikację:

Przesunięcie 0-5 mm określa się jako „+”

Przesunięcie 6-10 mm określa się jako „++”

Przesunięcie 11-15 mm określa się jako „+++”

Na niestabilność stawu wskazuje wynik „+++” i więcej.

- Na podstawie różnicy wartości przesunięcia piszczeli względem uda między kończyną uszkodzoną i zdrową. Wartość różnicy >3 mm uważana jest za nieprawidłową i wskazuje na niestabilność mechaniczną stawu kolanowego.

Sposoby jakościowej oceny niestabilności bocznej i przyśrodkowej:

- Test wymuszonej walgizacji stawu – przeprowadza się w pozycji leżenia tyłem w ustawieniu stawu kolanowego pod kątem 0° i 30° zgięcia. Jedną ręką badanego znajduje się na goleni, podczas gdy druga, przyłożona na stronie bocznej uda wywiera siłę koślawiacą. Stwierdzenie niestabilności przy zgięciu 30° wskazuje na uszkodzenie więzadeł przedziału przyśrodkowego, natomiast

niestabilności w pozycji 0° świadczy o dodatkowym uszkodzeniu struktur tylnych stawu kolanowego (tylna torebka stawowa, PCL).

- Test wymuszonej waryzacji stawu – przeprowadza się w pozycji leżenia tyłem w ustawieniu stawu kolanowego pod kątem 0° i 30° zgięcia. Jedną ręką badanego znajduje się na goleni, podczas gdy druga, przyłożona na stronie przyśrodkowej uda, wywiera siłę szpotawiającą [91]. Niestabilność przy zgięciu do 30° wskazuje na uszkodzenie struktur przedziału bocznego. W sytuacji stwierdzenia niestabilności w wyproście można podejrzewać uszkodzenie następujących struktur: więzadła pobocznego strzałkowego, bocznego więzadła torebkowego, ścięgna mięśnia dwugłowego, pasma biodrowo-piszczelowego, więzadła łukowatego podkolanowego, więzadła podkolanowego torebki stawowej, ACL, PCL.

Interpretacja wyników:

Otwieranie się stawu kolanowego 0-5 mm – określa się jako +

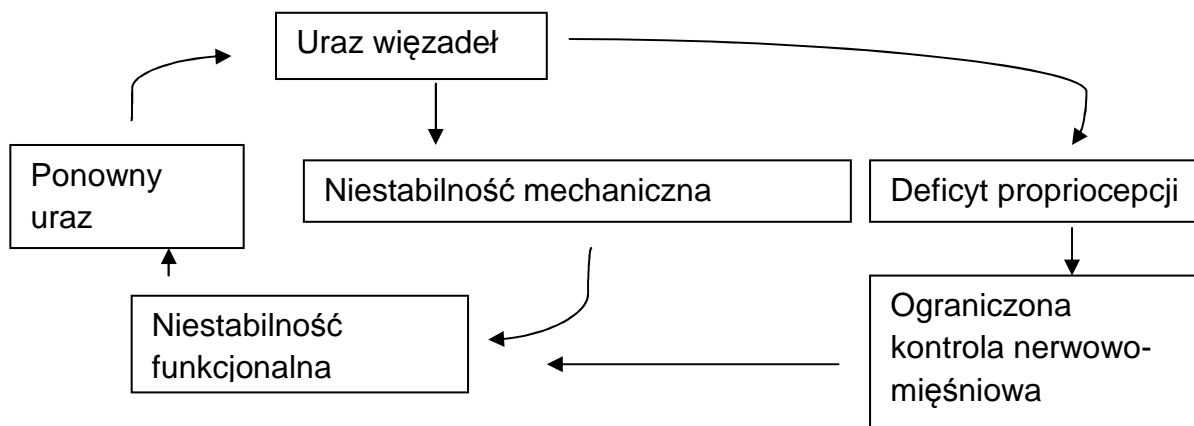
Otwieranie się stawu kolanowego 6-10 mm – określa się jako ++

Otwieranie się stawu kolanowego 11-15 mm – określa się jako +++

O niestabilności świadczy wynik ++ i więcej.

1.4.2. Stabilność mechaniczna a stabilność funkcjonalna stawu kolanowego

Dotychczas, za dominujące czynniki stabilizujące stawy, uważane były bierne stabilizatory. Aparat więzadłowo-torebkowy, łąkotki oraz ukształtowanie powierzchni stawowych odpowiadają za statyczną stabilizację stawu kolanowego [51]. Coraz więcej doniesień naukowych potwierdza, iż podłożem funkcjonalnej stabilności stawów jest współzależność propriocepcji i zwrotnych reakcji nerwowo-mięśniowych. Salomonow wykazał odruchową aktywację zginaczy stawu kolanowego w wyniku stymulacji więzadła krzyżowego-przedniego. Podobne wyniki uzyskali Buchanan, Kim i Lloyd po stymulacji więzadeł pobocznych stawu kolanowego. Niezakłócona propriocepcja to jeden z podstawowych warunków prawidłowej czynności stawów. Deficyt propriocepcji powoduje, że nie są uruchamiane mechanizmy dynamicznej stabilizacji stawu, a obok niestabilności mechanicznej rozwija się niestabilność funkcjonalna. Zależność między stabilnością mechaniczną a funkcjonalną doskonale obrazuje rycina 3. [42].



Ryc. 3 Schemat obrazujący zależność między stabilnością mechaniczną a funkcjonalną stawu z uszkodzonym więzadłem. W stawie pozbawionym więzadeł rozwija się niestabilność mechaniczna a w związku ze zniszczeniem mechanoreceptorów i wolnych zakończeń nerwowych upośledzone zostają zwrotne reakcje nerwowo-mięśniowe, co prowadzi do rozwoju niestabilności funkcjonalnej [42].

1.4.3. Siła mięśniowa i jej znaczenie dla funkcji stawu kolanowego

Podstawową czynnością mięśni jest rozwijanie siły. Pod pojęciem siły mięśniowej należy rozumieć „zdolność do pokonywania oporów zewnętrznych lub przeciwstawiania się nim kosztem wysiłku mięśniowego” [89]. Mięsień może wykonywać czynność statyczną (skurcz izometryczny) lub dynamiczną (skurcz ekscentryczny, skurcz koncentryczny). Skurcz izometryczny charakteryzuje się zmianą napięcia mięśniowego przy zachowanej stałej długości mięśnia. Ćwiczenia izometryczne można stosować w bezpośrednim okresie po zabiegu, kiedy dynamiczna praca mięśniowa jest przeciwwskazana. Podczas skurczu ekscentrycznego dochodzi do wydłużenia mięśnia, o czym świadczy zwiększenie odległości między przyczepami, natomiast podczas skurczu koncentrycznego odległość między przyczepami mięśnia ulega zmniejszeniu [12, 53, 89].

Różnice między płciowe mają istotny wpływ na możliwości siłowe kobiet i mężczyzn. W obrębie kończyn dolnych mężczyźni generują większą absolutną siłę mięśniową w stosunku do kobiet, jednak gdy przyjmiemy do analizy względną siłę mięśniową stanowiącą iloraz absolutnej siły mięśniowej i masy ciała badanego, wartości są porównywalne. W niniejszej pracy w związku z uczestnictwem badanych

różnej płci do analizy statystycznej wykorzystano maksymalny moment siły badanych mięśni w stosunku do masy ciała [53, 88].

Między układem mięśniowo-szkieletowym i nerwowym występuje ścisła zależność. Wielkość siły rozwijanej przez mięśnie zależy od impulsacji nerwowej oraz odpowiedzi mięśnia na bodziec. Ten pierwszy mechanizm, określany jako koordynacja nerwowo-mięśniowa, obejmuje częstotliwość wysyłanych impulsów nerwowych, ilość rekrutowanych jednostek motorycznych oraz synchronizację ich aktywności i odpowiedzialny jest za zwiększanie siły mięśniowej we wczesnym okresie rehabilitacji pooperacyjnej [12, 88].

1.4.3.1. Stabilizacja centralna (core stability)

Coraz więcej autorów zwraca uwagę na związek między stabilizacją centralną (core stability) a funkcją kończyny dolnej, zakładając, że czynność stabilizacyjna w rejonie proksymalnym ciała stanowi podstawę efektywnego ruchu części dystalnych [31,39]. Według Tse i wsp. mięśniami odpowiedzialnymi za centralną stabilizację są mięśnie grzbietu, klatki piersiowej i brzucha, które poza stabilizacją kręgosłupa i miednicy umożliwiają przenoszenie energii z tułowia na kończyny. Część autorów zalicza do mięśni centralnej stabilizacji również mięśnie obręczy kończyny górnej i dolnej [5, 46, 81].

Zgodnie z podziałem funkcjonalnym mięśni zaproponowanym przez Rodda, wyróżnia się mięśnie odpowiedzialne za stabilizację oraz mobilizację. Kolejnego podziału mięśni na lokalne i globalne dokonał Bergmark (1982). Comerford i Mottram zestawili wcześniej przedstawione koncepcje i podzielili mięśnie na mięśnie: stabilizacji lokalnej, stabilizacji globalnej oraz mobilizacji globalnej. Mięśnie stabilizacji lokalnej to najgłębiej leżąca warstwa, do której zalicza się przeponę, mięsień poprzeczny brzucha, włókna głębokie mięśnia wielodzielnego, włókna tylne mięśnia lędźwiowego większego oraz mięśnie miednicy mniejszej [5, 31]. Do stabilizatorów globalnych należą między innymi: mięśnie skośne brzucha, skośne włókna mięśnia czworobocznego lędźwi, przednie włókna mięśnia wielodzielnego. Mięśnie mobilizacji globalnej to mięśnie leżące najbardziej powierzchownie; przykładami są mięsień prosty brzucha, mięsień czworogłowy uda. Mięśnie te mogą przejmować funkcję mięśni stabilizujących, czego efektem są kompensacyjne wzorce ruchowe [5]. Badania elektromiograficzne potwierdziły aktywację mięśni stabilizujących tułów przed wykonaniem ruchów kończyną górną

lub dolną. Nieefektywne mechanizmy stabilizacji centralnej brane są pod uwagę jako czynnik etiologiczny w uszkodzeniach ACL [31]. W badaniach prospektywnych pacjentów, u których wystąpił uraz więzadła ACL, stwierdzono deficyty siły mięśniowej odwodzicieli oraz rotatorów zewnętrznych stawu biodrowego w porównaniu z grupą kontrolną.

Nie istnieje jeden test pozwalający na ocenę mięśni odpowiedzialnych za centralną stabilizację. Przykładowym testem opisywanym w literaturze jest badanie siły i wytrzymałości mięśni brzucha podczas opuszczania kończyn dolnych w leżeniu na plecach. Badanemu umieszcza się ciśnieniomierz w okolicy kręgosłupa lędźwiowego, którego ciśnienie utrzymywane jest przez tyłopochylenie miednicy. Zadanie polega na utrzymywaniu stałego ciśnienia podczas opuszczania kończyn dolnych z pozycji wyjściowej pod kątem 90° zgięcia w stawach biodrowych. W sytuacji braku stabilizacji kręgosłupa lędźwiowego objawiającej się spadkiem ciśnienia, dokonuje się pomiaru wysokości ustawienia kończyn dolnych. Innym sposobem oceny są testy zaproponowane przez Mc Gilla: test wytrzymałości zginaczy, prostowników oraz mięśni odpowiedzialnych za skłony tułowia w płaszczyźnie czołowej. Celowym wydawałoby się dokonywanie pomiaru core stability w warunkach dynamicznych. Taką możliwość stwarza ocena funkcjonalna wzorców ruchowych (FMS) zaproponowana przez Cooka. Zgodnie z założeniami do prawidłowego wykonania testów niezbędne są wydajne mechanizmy centralnej stabilizacji. Badania przeprowadzone przez Okada wraz z wsp. nie potwierdziły jednak korelacji między oceną FMS a testami wytrzymałości zaproponowanymi przez Mc Gilla. Najprawdopodobniej na wynik oceny wzorców ruchowych wpłynęły inne elementy jak: zakres ruchu, siła mięśniowa mięśni kończyn czy kontrola nerwowo-mięśniowa [67].

1.4.3.2. Metody oceny i pomiaru siły mięśniowej

Manualny test oceny siły mięśniowej powstał na użytek praktyki klinicznej na początku XX wieku. Twórcą pierwotnej wersji był dr R. W. Lovett. Testy polegają na ręcznej ocenie pojedynczych mięśni w odpowiednio dobranych pozycjach wyjściowych, izolujących pracę badanego mięśnia. Metoda jest szybka, nie wymaga specjalistycznego sprzętu i doskonale sprawdza się w praktyce klinicznej, zwłaszcza w przypadku wyraźnych deficytów. Ograniczeniami są: brak czułości podczas wykrywania subtelných ubytków siły mięśniowej, subiektywny charakter oceny oraz

statyczne warunki oceny mięśni. Do opracowań naukowych wymagających obiektywizacji i porównywalnych wyników manualne testy oceny siły okazują się niewystarczające [53, 99].

Obiektywnymi narzędziami pomiarowymi siły mięśniowej, sprowadzającymi się do pomiarów momentów sił są badania dynamometryczne. W zależności od charakteru pracy mięśniowej można dokonać izometrycznego, izotonicznego oraz izokinetycznego pomiaru siły mięśniowej. Podczas oceny izometrycznej rozwijana siła mięśniowa pozostaje w równowadze z oporem zewnętrznym. Uzyskana wartość momentu siły jest uzależniona od ustawienia kąтового w stawie. Zaletę badań izometrycznych stanowi możliwość oceny mięśnia w okresie, kiedy ruch jest przeciwwskazany. Podczas oceny izotonicznej siły mięśniowej badany wykonuje ruch ze zmienną prędkością, przeciwdziałając stałemu oporowi wygenerowanemu przez urządzenie [53].

Kolejnym sposobem oceny siły mięśniowej jest ocena w warunkach izokinetycznych. Cechę charakterystyczną stanowi ciągłe dostosowywanie oporu do możliwości siłowych badanej grupy mięśniowej w celu zachowania stałej prędkości. Dzięki temu ocena izokinetyczna stanowi bezpieczną metodę pomiarową. Kolejną zaletą jest aplikowanie maksymalnego oporu, czego nie można osiągnąć podczas oceny izotonicznej. Istnieją również ograniczenia, do których zalicza się pracę w otwartym łańcuchu kinematycznym [53].

Poza siłą mięśniową nie bez znaczenia dla oceny funkcji badanego stawu pozostaje kolejność aktywacji mięśni podczas konkretnego wzorca ruchowego i uzyskanie prawidłowych relacji między antagonistycznymi grupami mięśniowymi. Brak prawidłowych relacji długości i siły mięśniowej między antagonistycznymi grupami mięśniowymi określany jest mianem dysbalansu mięśniowego. Za przykład może posłużyć deficyt siły mięśnia czworogłowego uda spowodowany skróceniem mięśni kulszowo-goleniowych. Dysbalans mięśniowy można odnieść również do relacji między prawą a lewą stroną ciała. Według Baretta nieprawidłowe relacje między antagonistycznymi grupami mięśniowymi uniemożliwiają dynamiczną stabilizację stawu. Jedną z możliwości obiektywnego określenia relacji między antagonistycznymi grupami mięśniowymi jest obliczenie stosunku procentowego siły mięśniowej zginaczy do prostowników w warunkach izokinetycznych [15, 32, 42].

1.4.4. Testy funkcjonalne

Testy funkcjonalne polegają na ocenie zadań ruchowych wykonywanych przez badanego. Do powszechnie stosowanych testów oceny funkcjonalnej stosowanych po rekonstrukcji więzadeł krzyżowych zalicza się: test podskoku jednonóż na odległość, trójskok jednonóż na odległość, skoki jednonóż na czas, skoki skrzyżowane jednonóż na czas.

Test podskoku jednonóż na odległość: miarą funkcji jest całkowita długość skoku jednonóż. Średnia uzyskana z kilku prób zmierzona w centymetrach umożliwia porównanie wyników między kończynami lub kolejnymi badaniami.

Trójskok jednonóż na odległość: pacjent wykonuje kolejno po sobie trzy skoki jednonóż. Tak jak poprzednio, wynik końcowy stanowi średni dystans uzyskany z kilku prób.

Skoki jednonóż na czas: badany skacze jednonóż jak najszybciej na odcinku 6m. Miarą funkcji jest czas potrzebny na pokonanie dystansu. Wylicza się średni czas z kilku prób.

Skoki skrzyżowane jednonóż na czas: wyznacza się dystans długości 6 m z 15 cm pasem pośrodku. Badany wykonuje jak najszybciej skoki jednonóż, przekraczając podczas każdego skoku linię pośrodkową. Średni czas uzyskany z kilku prób stanowi o wyniku końcowym.

Istnieje możliwość przedstawienia wyników powyższych testów jako indeksu symetrii: wynik dla kończyny operowanej / wynik dla kończyny zdrowej x 100 [%]. Przyjęta za normę wartość indeksu symetrii wynosi 85% [57].

1.4.5. Ocena wzorców ruchowych

Jakiegokolwiek zaburzenia w obrębie narządu ruchu mogą prowadzić do nieprawidłowego funkcjonowania obszarów, będących nawet w dużym oddaleniu od miejsca pierwotnej dysfunkcji. Za przenoszenie napięć odpowiedzialny jest układ powięziowy, który stanowi integralną całość z systemem mięśniowym, trzewnym, stawowym, kostnym, nerwowym i naczyniowym. Przedłużające się napięcie struktur powięziowych może oddziaływać na stawy a nieprawidłowa stymulacja z receptorów stawowych powodować zmiany w pamięci korowej i powstawanie nieprawidłowego

stereotypu ruchowego. Dysfunkcje stawowe powinny więc być rozpatrywane w kontekście całego narządu ruchu, poprzez analizę połączeń powięziowych [42, 63].

1.4.5.1. Funkcjonalna ocena wzorców ruchowych (Functional Movement Screen - FMS)

Cook [17] stworzył narzędzie funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych Functional Movement Screen (FMS), składające się z 7 podstawowych wzorców ruchowych: przysiadu z drążkiem nad głową, przejścia przez przeszkodę, klęku jedno nogi w wyroku, ruchomości kompleksu barkowego, pompki, zgięcia biodra z wyprostowanym kolaniem, klęku podpartego na jednej kończynie górnej i dolnej. Pierwotnym zastosowaniem była ocena ryzyka odniesienia urazu przez sportowca. Przeprowadzone badania potwierdziły korelacje pomiędzy niską punktacją w skali FMS a występowaniem kontuzji w grupie piłkarzy, strażaków i żołnierzy, których poddano badaniom. Wzorce ruchowe podlegają konkretnym kryteriom oceny w skali od 0-3 punktów. Do przeprowadzenia oceny wykorzystywany jest oryginalny sprzęt twórców metody. Niewątpliwą korzyścią są niskie koszty i możliwość przeprowadzenia badań w dowolnym miejscu. Jest to metoda subiektywna, jednak badania pokazują, że przy zachowaniu wszelkich procedur i kryteriów oceny, charakteryzuje się dużą powtarzalnością wyników. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej jest wysoki (ICC=0,98) [11, 17, 59, 76].

2. CELE PRACY

1. Określenie wpływu jednoczasowej rekonstrukcji wielowięzadłowej oraz rehabilitacji na odległą funkcję stawu kolanowego.
2. Ocena izokinetyczna mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u chorych po jednoczasowej rekonstrukcji więzadeł stawu kolanowego i rehabilitacji.
3. Określenie zależności między wynikami oceny klinicznej i oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u chorych po jednoczasowej rekonstrukcji więzadeł stawu kolanowego i rehabilitacji.
4. Określenie wpływu rehabilitacji przedoperacyjnej na odległą funkcję stawu kolanowego.
5. Określenie wartości klinicznej skali funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych – Functional Movement Screen (FMS).
6. Stworzenie protokołu dotyczącego rehabilitacji chorych po jednoczasowej rekonstrukcji wielowięzadłowej stawu kolanowego.

3. MATERIAŁ BADAŃ

Na realizację niniejszych badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu (uchwała nr 449/110). Do badań przystąpili chorzy operowani w latach 2005-2009 w Ortopedyczno-Rehabilitacyjnym Szpitalu Klinicznym im. Wiktora Degi Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu oraz w Rehasport Clinic, z powodu przewlekłej złożonej niestabilności stawu kolanowego, po uszkodzeniu wielowięzadłowym. Na 30 wezwanych do badań zgłosiło się 22 chorych po upływie średnio 40,3 (minimum 24) miesiącach od przeprowadzonej operacji. Średni czas od urazu do przeprowadzonej rekonstrukcji wyniósł 11,4 (3-36) miesięcy. U wszystkich chorych przeprowadzono artroskopową rekonstrukcję uszkodzonych więzadeł z wykorzystaniem ścięgien mięśni półścięgnistego i smukłego. U 13 chorych jednoczasowa rekonstrukcja dotyczyła obu więzadeł krzyżowych. U 4 chorych poza więzadłami krzyżowymi wykonano dodatkowo rekonstrukcję kompleksu przyśrodkowego. U pozostałych 5 chorych zrekonstruowano więzadło krzyżowe tylne oraz więzadło poboczne strzałkowe. Dodatkowe procedury poza rekonstrukcją więzadeł obejmowały: zszywanie łąkotki przyśrodkowej w 5 przypadkach, częściową meniscektomię łąkotki bocznej u jednego chorego oraz częściową meniscektomię łąkotki przyśrodkowej w jednym przypadku. Wszystkie operacje zostały przeprowadzone przez jednego operatora. W badaniach uczestniczyło 5 kobiet oraz 17 mężczyzn w średnim wieku 36 lat (21-58 lat). Przyczyną urazu były wypadki komunikacyjne u 10, urazy sportowe u 9 oraz upadki z wysokości u 3 chorych. W 12 przypadkach uraz dotyczył prawej, natomiast w 10 przypadkach lewej kończyny dolnej. Charakterystykę każdego badanego zawierającą informacje na temat rodzaju przeprowadzonej operacji, czasu jaki upłynął od urazu do jej przeprowadzenia oraz okres obserwacji ilustruje tabela 1.

Tabela 1. Charakterystyka grupy badawczej.

Chory [Inicjały]	Wiek [lata]	Płeć	Rekonstruowane więzadła	Dodatkowe procedury	Czas od urazu do rekonstrukcji [miesiące]	Okres obserwacji [miesiące]
A.P	47	M	ACL, PCL	czm MM	12	51
M.P	26	K	ACL, PCL		36	57
W.S	36	M	ACL, PCL		7	24
W.K	37	M	ACL, PCL, MCL		12	48
K.S	48	M	ACL, PCL		6	24
D.K	21	M	ACL, PCL		3	48
A.K	32	M	ACL, PCL		36	54
A. Sz	27	K	ACL, PCL		24	67
D.Z	50	K	ACL, PCL		8	45
T. D	22	M	ACL, PCL		7	24
J.F	58	M	ACL, PCL, MCL	Zsz MM	12	52
M.J	35	M	ACL, PCL, MCL		7	51
M.M	32	M	ACL, PCL	Zsz MM	7	24
E.Sz	45	K	ACL, PCL, MCL	cz ML	6	24
K.W	40	M	ACL, PCL		14	24
L.P	49	M	ACL, PCL		7	24
M.Ż	40	M	ACL, PCL	Zsz MM	6	24
D. S	35	M	PCL, LCL		6	48
T.B	25	M	PCL, LCL		12	68
A.M	22	M	PCL, LCL	Zsz MM	4	29
D.P	41	K	PCL, LCL	zsz MM	8	29
P.K	29	M	PCL, LCL		10	48

Kryteria kwalifikujące chorych do grupy badawczej:

- Rekonstrukcja przynajmniej dwóch więzadeł odpowiedzialnych za stabilizację stawu kolanowego, w tym więzadła krzyżowego tylnego,
- Jednoczasowa rekonstrukcja uszkodzonych więzadeł z wykorzystaniem ścięgien mięśnia półścięgnistego i mięśnia smukłego wykonana przez jednego operatora,
- Minimum 2 lata od przeprowadzonej operacji.

Kryteria wykluczające chorych z grupy badawczej:

- Uraz przeciwległej kończyny bądź uraz w obrębie innego stawu kończyny poddanej leczeniu operacyjnemu,
- Zaburzenia neurologiczne,
- Przerwana ciągłość przeszczepu (na podstawie rezonansu magnetycznego).

Z grupy 22 przebadanych chorych analizie statystycznej poddano wyniki 19 badanych z potwierdzoną ciągłością zrekonstruowanych więzadeł. U chorych o inicjałach: A.P oraz A.K stwierdzono przerwanie ciągłości ACL, natomiast chory K.W nie czuł się na siłach żeby przystąpić do badania siły mięśniowej oraz oceny jakości wykonania wzorców ruchowych.

Grupę kontrolną stanowiło 14 osób (11 mężczyzn i 3 kobiety) w średnim wieku 30 lat, nie zgłaszających żadnych dolegliwości bólowych w obrębie kończyny dolnej oraz przebytych urazów w wywiadzie.

Charakterystykę podstawowych cech somatycznych badanych poddanych analizie statystycznej przedstawia tabela 2.

Tabela 2. Charakterystyka podstawowych cech somatycznych badanych poddanych analizie statystycznej [średnia,{mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	Masa ciała [kg]	Płeć (K- kobieta, M-mężczyzna)*
Grupa kontrolna (N=14)	30 {27} (9) 19-46	176 {176} (9) 162-193	77 {81} (17) 52-110	K=3 M=11
Pacjenci (N=19)	35 {35} (10) 21-58	175 {176} (10) 158-194	83 {83} (13) 66-115	K=5 M=14

3.1. Technika operacyjna

Operację wykonano w znieczuleniu zewnątrzoponowym. Chorzy zostali ułożeni na stole operacyjnym w leżeniu na plecach z opaskami Esmarcha na obu kończynach dolnych.

Artroskopia diagnostyczna

Ocenę stawu przeprowadzono z typowych dojsć artroskopowych przednio-przyśrodkowego i przednio boczego. W kilku przypadkach już na tym etapie konieczne było wykonanie dodatkowego dojścia tylnoprzyśrodkowego. Do oceny stawu wykorzystano artroskop z optyką 30°. Uszkodzone kikuty ACL zostały usunięte, a uszkodzone łąkotki zeszyte lub wycięte. Następnie artroskop wprowadzono w okolicę tylną stawu kolanowego pomiędzy PCL a kłykiec przyśrodkowy kości udowej. Pod kontrolą artroskopu wykonano dojście tylnoprzyśrodkowe. Z tego dostępu usunięto tkanki bliznowate i oczyszczono tylną krawędź piszczeli 2-2,5 cm poniżej krawędzi plateau; uszkodzony PCL zachowano.

Przygotowanie przeszczepów

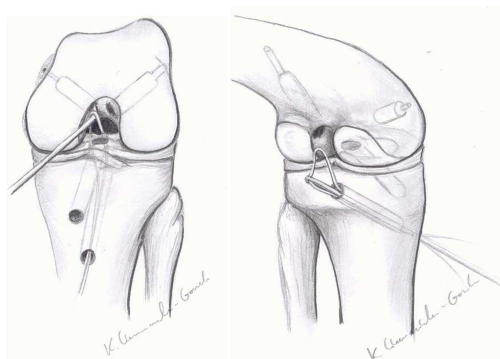
Do rekonstrukcji więzadeł wykorzystano ścięgna mięśni półścięgnistego i smukłego (ST/GR) pobrane z uszkodzonej kończyny. Z dojścia nad gęsią stópką wypreparowano przyczepy piszczelowe ST i GR, a następnie pobrano ścięgna. Wykorzystano również ścięgno mięśnia półścięgnistego z przeciwnej kończyny. Gdy pobrane ścięgno ST było krótsze niż 28 cm lub/i gdy przeszczepy złożone z odpowiednich ścięgien były cieńsze niż 7 mm, pobierano dodatkowo ścięgno GR. Materiał był oczyszczany i obszywany nicią niewchłaniającą Ethibond 2. Przeszczep ACL został przygotowany w taki sposób, żeby otrzymać 4 pęczki ścięgna długości 7 cm, grubości od 7 do 9 mm zaopatrzone w pętlę z niewielką blaszką systemu endobutton. Długość pętli dobierano tak, żeby w kanale kostnym znajdowało się minimum 1,5 cm części ścięgna przeszczepu (najczęściej długość pętli wynosiła 2 cm). Przeszczep PCL składał się zazwyczaj z 2 pęczków ścięgniowych ST, o długości 12 cm z pętlą systemu endobutton o długości 1,5 cm. Długość pętli dobierano, stosując takie same zasady jak dla przeszczepu ACL. Średnica przeszczepu PCL wynosiła od 7 do 9 mm. W razie konieczności zwiększenia średnicy przeszczepu PCL, przeszczep wykonywano ze ścięgien ST i GR. Ścięgna te były wykorzystywane również w przypadku rekonstrukcji więzadła MCL lub LCL.

Przygotowanie kanałów kostnych:

W czasie gdy asysta przygotowywała przeszczepy, operator wykonywał kanały dla przyszłych więzadeł. Przez dojście tylnoprzyśrodkowe wprowadzono artroskop w okolice tylnej stawu kolanowego, a przez dojście przednio-przyśrodkowe założono celownik piszczelowy do rekonstrukcji PCL (System Acufex firmy Smith & Nephew). Celownik umieszczano w taki sposób, żeby środek kanału znajdował się ok. 2 cm poniżej krawędzi plateau piszczeli. Następnie wiercono kanał piszczelowy dla PCL. Po wykonaniu kanału piszczelowego dla PCL zaznaczono w przyczepie bliższym uszkodzonego PCL miejsca wejścia przyszłego kanału udowego. Pod kontrolą artroskopu, wprowadzonego przez dojście przednio-przyśrodkowe, przygotowano z dojścia przednio-bocznego kanał udowy dla PCL. Następnie dokonano zamiany dojścia dla narzędzi i z dostępu przednio-przyśrodkowego przygotowano kanał udowy dla ACL. Jako ostatni wywiercono kanał piszczelowy dla ACL.

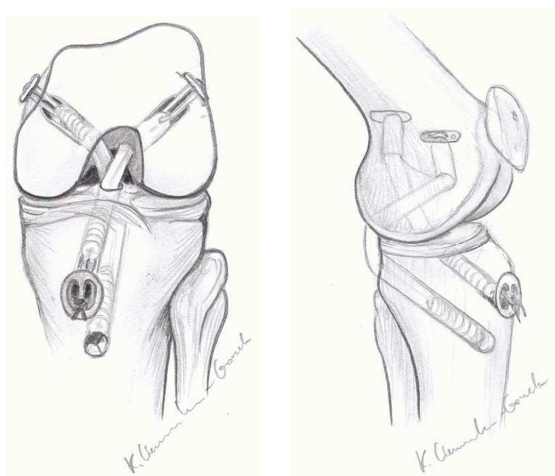
Wprowadzenie i mocowanie przeszczepów:

Przy pomocy drutu Kirshnera z oczkiem, przeciągnięto przez kanały kostne dla PCL pętlę z nici PDS (ryc. 4). Na pętli zawieszono nici prowadzące dla przeszczepu PCL, umożliwiające wciągnięcie przeszczepu do kanałów kostnych. System pętli i niewielkiej blaszki został wykorzystany do zawieszenia przeszczepu na „korówce” kości udowej. W celu zwiększenia wytrzymałości mocowania wprowadzono od wnętrza stawu do kanału kostnego śrubę wchłaniającą. Pętlę z nicią oraz drut Kirshnera z oczkiem stosowano również do przeciągnięcia przeszczepu ACL, który następnie zawieszany był za pomocą systemu pętli i blaszki na „korówce” kości udowej.

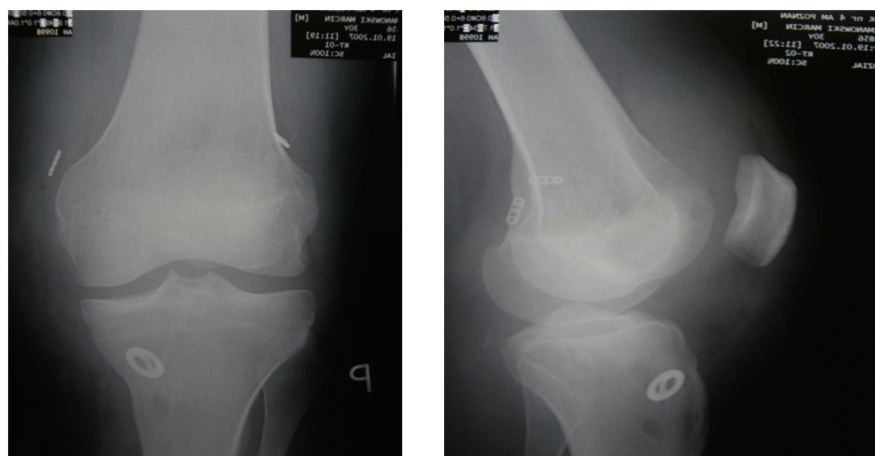


Ryc. 4 Wprowadzenie drutu Kirshnera z oczkiem służącego do wciągnięcia przeszczepu PCL do kanału kostnego (przedruk za uprzejmą zgodą autora dr n med. Kingi Ciemnińskiej).

W pierwszej kolejności w zgięciu w stawie kolanowym pod kątem około 70° i przesunięciu piszczeli ku przodowi („szuflada przednia”) napinano i mocowano przeszczep PCL śrubą wchłanianą w kanale piszczelowym. Następnie, po ustawieniu kończyny w zgięciu w stawie kolanowym pod kątem około 15°, napinano i mocowano w kanale piszczelowym śrubą wchłanianą i blaszką systemu endobuton przeszczep ACL. Jeśli rekonstrukcja dotyczyła dodatkowo więzadła MCL lub LCL, były one mocowane jako pierwsze w zgięciu stawu kolanowego pod kątem 30°, po których mocowano więzadła krzyżowe w pozycjach zgodnych z powyższym opisem. W okolicę gęsiej stópki i przedziału bocznego lub przyśrodkowego stawu kolanowego założono dreny Redona. Czas operacji wynosił od 75 do 120 min.



Ryc. 5 Zrekonstruowane więzadła krzyżowe stawu kolanowego (przedruk za uprzejmą zgodą autora dr n. med. Kingi Ciemnińskiej)



Ryc. 6 Radiogram przednio-tylny i boczny stawu kolanowego po operacji rekonstrukcji więzadeł krzyżowych z widocznymi blaszkami mocującymi przeszczepy.

3.2. Postępowanie pooperacyjne

Na bloku operacyjnym zaopatrzone operowaną kończynę w ortezę z podparciem tylnym piszczeli stabilizującą staw kolanowy w zgięciu pod kątem 30°. Chorzy po operacji pozostawali w szpitalu dwie doby. Od pierwszych godzin po operacji kontrolowano ból i obrzęk za pomocą zimnych okładów, wyższego ułożenia kończyny i leków przeciwbólowych oraz zastosowano profilaktykę przeciwzakrzepową. Ćwiczenia propriocepcji wprowadzono od pierwszej doby, a ćwiczenia izometryczne siły mięśnia czworogłowego od drugiej doby po operacji. Po opuszczeniu szpitala chorzy uczestniczyli w rehabilitacji w różnych ośrodkach fizjoterapeutycznych, w związku z czym zastosowany protokół rehabilitacyjny nie był jednorodny.

4. METODYKA

Chorzy zostali poddani badaniu po upływie minimum dwóch lat od przeprowadzonej operacji rekonstrukcji więzadeł. Badanie składało się z oceny klinicznej, izokinetycznej prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz funkcjonalnej wzorców ruchowych (Functional Movement Screen - FMS). Całość badań była realizowana w czasie jednej wizyty chorego w pracowni Rehasport Clinic. 12 badanych zostało poddanych dodatkowo ocenie klinicznej oraz ocenie izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy przed przystąpieniem do operacji rekonstrukcji więzadeł.

4.1. Ocena kliniczna

Do oceny klinicznej chorych wykorzystano badanie stabilności mechanicznej oraz badanie zakresu ruchu stawów kolanowych. Stabilność mechaniczną stawu kolanowego oceniono poprzez badanie przesunięcia piszczeli względem uda w teście „szuflady przedniej” i Lachmana za pomocą artrometru „Rolimeter” firmy „Aircast”.

Do oceny zakresu ruchu zgięcia i wyprostów wykorzystano goniometr. Pozycją wyjściową do badania zgięcia stawu kolanowego było leżenie przodem. Miednica i udo zostały ustabilizowane w celu zapobiegania zgięciu stawu biodrowego podczas pomiaru. Oś goniometru umieszczono w okolicy głowy strzałki, a ramię nieruchome wzdłuż osi długiej uda. Ramię ruchome znajdowało się wzdłuż osi długiej goleni i przemieszczało się wraz z nią podczas ruchu zgięcia stawu kolanowego. W pozycji maksymalnego pasywnego zgięcia stawu kolanowego dokonano odczytu. Pozycja wyjściowa i ułożenie goniometru do badania wyprostów stawu kolanowego były analogiczne z badaniem zakresu ruchu zgięcia. Stopy znajdowały się poza stołem, co pozwoliło na pomiar przeprostu w stawie kolanowym.

Ocena subiektywna stawu kolanowego polegała na wypełnieniu przez chorych skali wg Lysholma (załącznik nr 1 do niniejszej rozprawy) oraz formularza subiektywnej oceny kolana 2000 IKDC (załącznik nr 2 do niniejszej rozprawy). Dodatkowo chorzy odpowiadali na pytania dotyczące przeprowadzonej rehabilitacji pooperacyjnej. Pytania zawarte w kwestionariuszu powstały w oparciu o najbardziej aktualne protokoły rehabilitacji pooperacyjnej, dostępne w literaturze przedmiotu

(załącznik nr 3 do niniejszej rozprawy). Celem było odtworzenie protokołu rehabilitacji pooperacyjnej, realizowanego przez chorego.

4.2. Ocena izokinetyczna mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego

Ocena izokinetyczna została przeprowadzona na stanowisku do badań izokinetycznych „Biodex 3”, na które składają się fotel oraz dynamometr sprzężony z komputerem. Ustawienie fotela oraz dynamometru z przystawką odpowiadało normom określonym przez producenta i było dostosowywane indywidualnie dla poszczególnych badanych. Bardzo istotny element stanowiła pozycja chorego podczas badań- odpowiednio ustabilizowana za pomocą pasów (ryc. 7).

Pomiary dokonano w trybie koncentrycznej pracy mięśniowej dla prędkości kątowych: 180, 60, 300, 240°/s. Wykonano kolejno 3, 3, 3, 30 prób dla poszczególnych prędkości. Przed wykonaniem testów z nową prędkością kątową każdy z badanych przeprowadzał kilka próbnych powtórzeń. Badający mobilizował pacjentów w celu wygenerowania maksymalnej siły podczas testów. Protokół badania izokinetycznego stanowi załącznik nr 4 do niniejszej rozprawy.

Oceniono następujące parametry prędkościowo-siłowe badanych mięśni:

- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego (Peak Torque Ext, Peak Torque Flx) [Nm],
- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała (PkTrq/weight Ext, PkTrq/weight Flx) [%],
- Wartość kąta, przy której otrzymano szczytową wartość maksymalnego momentu siły dla ruchów prostowania i zginania stawu kolanowego (AnglePkTrq) [°],
- Maksymalna moc prostowników i zginaczy stawu kolanowego (Max. Power) [W],
- Maksymalna praca prostowników i zginaczy stawu kolanowego dla najlepszej próby (Max. Work x Rep.) [J],
- Średnia wartość pracy prostowników i zginaczy stawu kolanowego dla najlepszej próby (Avg Work x Rep.) [J],
- Całkowita praca prostowników i zginaczy stawu kolanowego w czasie testu (Total Work) [J],

- Indeks wytrzymałości prostowników i zginaczy stawu kolanowego (Endiur. Index) [%],
- Stosunek procentowy siły zginaczy do prostowników (Flx/Ext Ratio) [%].



Ryc. 7 Pozycja osoby badanej oraz stabilizacja podczas testu izokinetycznego stawu kolanowego (dwa pasy skrzyżowane na klatce piersiowej, jeden na miednicy i udzie).

4.3. Funkcjonalna ocena wzorców ruchowych

Do przeprowadzenia oceny wzorców ruchowych niezbędny był zestaw przyrządów, na który składały się: drążek, płotek z regulowaną wysokością, deska pomiarowa, materac. Ocenie podlegało 7 wzorców ruchowych: przysiad z drążkiem utrzymywanym nad głową, przejście przez przeszkodę, klęk jedno nogę w wyroku, ruchomość kompleksu barkowego, zgięcie biodra z wyprostowanym stawem kolanowym, „pompka”, klęk podparty na kończynie górnej i dolnej. Przed

przystąpieniem do oceny badany otrzymał instruktaż słowny dotyczący wykonania poszczególnych wzorców ruchowych, zgodnie z wytycznymi autora metody [21]. Badani wykonywali dwie próby testowe każdego z wzorców ruchowych, po których przystępowali do właściwego badania składającego się z trzech prób. Przerwa między próbami wynosiła 5 s. Między poszczególnymi wzorcami ruchowymi 1 minutę.

Oceniane wzorce ruchowe:

- Przysiad

Pozycja wyjściowa w staniu obunóż z drążkiem utrzymywanym tuż nad głową przy zgiętych stawach łokciowych pod kątem 90°. Badany wykonuje przysiad, nie odrywając stóp od podłoża, jednocześnie wypycha kończyny górne do pozycji zgięcia i odwiedzenia w stawie ramiennym oraz wyprostuje w stawach łokciowych, tak aby drążek znajdował się nad głową. Powrót do pozycji wyjściowej. W przypadku trudności z wykonaniem powyższego wzorca ruchowego można zmodyfikować ćwiczenie przez podłożenie deski pomiarowej pod pięty (ryc.8).



Ryc. 8 Przysiad badanego z deską pomiarową pod piętami.

– Przejście przez przeszkodę

Pozycja wyjściowa w staniu obunóż, stopy ustawione na szerokość bioder palcami dotykają deski pomiarowej. Drażek utrzymywany oburącz znajduje się na barkach. Wysokość płotka dobierana jest indywidualnie i odpowiada wysokości guzowatości piszczeli badanego. Zadaniem badanego jest przeniesienie kończyny dolnej ponad płotkiem, dotknięcie piętą podłoża i powrót do pozycji wyjściowej. Stawy biodrowe, kolanowe i skokowe powinny być utrzymywane w płaszczyźnie strzałkowej (ryc.9).



Ryc. 9 Przejście przez przeszkodę.

- Klęk jednonóż w wykroku

Przed przystąpieniem do wykonania wzorca należy zmierzyć długość goleni badanego. Następnie badany chwyta drążek w pozycji pionowej w taki sposób, że kończyna górna ipsilateralna do kończyny zakroczonej znajduje się na górze, a przeciwna na dole. Jedną stopę ustawia na desce pomiarowej w pozycji zero, pozycję drugiej stopy wskazuje badający (odległość między kończynami odpowiada długości goleni badanego). Zadaniem badanego jest dotknięcie deski pomiarowej kolanem nogi zakroczonej, utrzymując drążek w kontakcie z tułowiem (ryc.10).



Ryc. 10 Klęk jednonóż w wykroku.

- Ruchomość kompleksu barkowego

Badający dokonuje pomiaru ręki badanego od linii nadgarstka do końca dystalnego paliczka trzeciego palca. Następnie wykonuje jedną kończyną górną maksymalne zgięcie, odwiedzenie i rotację zewnętrzną, drugą natomiast wyprost, przywiedzenie i rotację wewnętrzną, utrzymując ręce zaciśnięte w pięść. Ocenie podlega odległość

między pięściami obu kończyn górnych, którą porównuje się do długości ręki badanego (ryc. 11).



Ryc. 11 Ocena ruchomości kompleksu barkowego. Prawa kończyna górna w zgięciu, odwiedzeniu, rotacji zewnętrznej. Lewa kończyna górna w wyproście, przywiedzeniu, rotacji wewnętrznej.

- Zgięcie biodra z wyprostowanym stawem kolanowym

Pozycja wyjściowa w leżeniu na plecach z wyprostowanymi stawami kolanowymi i kończynami górnymi wzdłuż tułowia. Deska pomiarowa umieszczona jest pod stawami kolanowymi. Badany zgina kończynę dolną w stawie biodrowym, utrzymując wyprostowany staw kolanowy oraz stopę w zgięciu grzbietowym. Kończyna przeciwna powinna przylegać do deski pomiarowej. Miarą testu jest pozycja kostki przyśrodkowej zgiętej kończyny względem przeciwnej kończyny dolnej (ryc.12).



Ryc. 12 Zgięcie prawego stawu biodrowego z wyprostowanym stawem kolanowym.

– „Pompka”

Badany w pozycji leżenia przodem. Dłonie ustawione na szerokość barków (u mężczyzn na wysokości czoła, u kobiet na wysokości brody). Zadaniem badanego jest wykonanie „pompki”, czyli wyprostu kończyn górnych w podporze przodem. W przypadku trudności z wykonaniem, kolejną próbę przeprowadza się z ułożeniem dłoni na wysokości brody, a jeśli nadal są problemy, z ustawieniem dłoni na wysokości obojczyka (ryc.13).



Ryc. 13 „Pompka” z dłońmi na wysokości czoła.

- Klęk podparty na kończynie górnej i dolnej

Pozycja wyjściowa w klęku podpartym przy zgiętych stawach ramiennych, biodrowych i kolanowych 90° . Deska pomiarowa umieszczona między kolanami. Badany zgina staw ramienny, jednocześnie prostując ipsilateralny staw biodrowy tak, aby kończyny znajdowały się w przedłużeniu tułowia. Następnie łączy staw kolanowy ze stawem łokciowym nad deską pomiarową (ryc.14).



Ryc. 14 Klęk podparty na prawej kończynie górnej i lewej kończynie dolnej.

5. KRYTERIA OCENY WYNIKÓW

Kryteria oceny formularz subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 (załącznik nr 1)

Zastosowana metodyka oceny formularza subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 jest zgodna z wytycznymi American Orthopaedic Society for Sport Medicine (AOSSM).

Odpowiedzi są punktowane w skali 0-4 punktów dla pytań: 1, 4, 5, 7, 8, 9. W skali 0-10 punktów dla pytań: 2,3,10 (aktualna funkcja) oraz 0-1 punktów w pytaniu 6. Zero punktów przypisane jest odpowiedziom reprezentującym najniższy poziom aktywności lub najwyższy poziom dolegliwości. Maksymalna ilość punktów do zdobycia wynosi 87. Uzyskane wyniki zostały przeliczone zgodnie ze wzorem na wskaźnik IKDC.

Wskaźnik IKDC = ilość zdobytych punktów/ maksymalną ilość punktów *100.

Wskaźnik IKDC interpretuje się jako miarę funkcji stawu kolanowego. Im wyższy wskaźnik, tym wyższy poziom aktywności i niższy poziom dolegliwości.

Wyniki wskaźnika kolana IKDC pozwoliły na przyporządkowanie badanych do grup pacjentów z funkcją ocenianą jako:

- bardzo dobry 90-100,
- dobry 76-89,
- dostateczny 50-75,
- niedostateczny < 50.

Kryteria oceny skali Lysholm (załącznik nr 2)

100 punktowa skala oceny kolana wg Lysholm składa się z 8 pytań. Każdemu z pytań przyporządkowana jest odpowiednia ilość punktów. Im więcej punktów uzyska badany, tym lepszą funkcję stawu kolanowego reprezentuje:

- Funkcja doskonała 90-100 pkt.
- Funkcja bardzo dobra 80-89 pkt.
- Funkcja dobra 70-79 pkt.
- Funkcja dostateczna 60-69 pkt.
- Funkcja niedostateczna <59 pkt.

Kryteria oceny stabilności mechanicznej w testach: Lachmana i „szuflady przedniej”.

Ocena różnicy wysunięcia piszczeli względem uda między kończyną zdrową a operowaną pozwala określić stabilność stawu kolanowego. Wartość różnicy > 3mm świadczy o braku stabilności mechanicznej stawu kolanowego.

Kryteria oceny zakresu ruchu z wykorzystaniem goniometru

Badanie pasywnego zakresu ruchu zgięcia i wyprostu stawu kolanowego przeprowadzono w pozycji leżenia przodem. Oceniono różnicę zakresu ruchu zgięcia i wyprostu między kończyną zdrową a operowaną. Za wynik prawidłowy przyjęto różnicę zakresu ruchu zgięcia $\leq 10^\circ$ oraz różnicę zakresu ruchu wyprostu $\leq 5^\circ$.

Kryteria oceny izokinetycznej prostowników i zginaczy stawu kolanowego

Analizie statystycznej poddano następujące parametry

- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego dla prędkości $60^\circ/\text{s}$ (60-Peak Torque Ext) [Nm],
- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego dla prędkości $60^\circ/\text{s}$ (60-Peak Torque Flx) [Nm],
- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego w stosunku do masy ciała (PkTrq/weight Ext) [%],
- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała (PkTrq/weight Flx) [%],
- Stosunek procentowy siły zginaczy do prostowników (Flx/Ext Ratio) [%].

Analizowane parametry odnosiły się do prędkości $60^\circ/\text{s}$, ponieważ z przeprowadzonych przez innych autorów badań oraz z obserwacji własnych wynika, że mniejsze prędkości kątowe są bardziej czułe na wykrycie nieprawidłowości. Do oceny wykorzystano skalę wyników oceny izokinetycznej, która powstała w oparciu o normy dostępne w literaturze [15, 18].

Skala Wyników Oceny Izokinetycznej

Prostowniki

- doskonały >350
- bardzo dobry 300-349
- dobry 250-299
- dostateczny 200-249
- niedostateczny <200.

Różnica między kończynami nie powinna przekraczać 10%.

Zginacze

- doskonały >250
- bardzo dobry 200-250
- dobry 150-199
- dostateczny 100-149
- niedostateczny <100.

Różnica między kończynami nie powinna przekraczać 10%.

Stosunek procentowy siły zginaczy do prostowników (Flx/Ext Ratio%)

- doskonały 62
- bardzo dobry 57-61 (przewaga prostowników) i 63-67 (przewaga zginaczy)
- dobry 51-56 (przewaga prostowników) i 68-71 (przewaga zginaczy)
- zły <51 (przewaga prostowników) i >72 (przewaga zginaczy).

Kryteria oceny wzorców ruchowych zgodnie z protokołem FMS

Wzorce ruchowe podlegały skali ocen od 0 do 3 punktów. Każdemu z wzorców ruchowych przypisane były kryteria, zgodnie z którymi został oceniony. Za wykonanie wzorca ruchowego w pełnym zakresie badany otrzymał trzy punkty. Dwa punkty za wykonanie wzorca ruchowego w pełnym zakresie ruchu, przy udziale kompensacji różnych części ciała. Jeden punkt, gdy wykonano wzorzec ruchowy w niepełnym zakresie ruchu oraz zero punktów, gdy wystąpiły dolegliwości bólowe,

bez względu na precyzję wykonania. Kryteria oceny poszczególnych wzorców ruchowych przedstawia tabela 3.

Tabela 3. Kryteria oceny poszczególnych wzorców ruchowych.

Wzorzec ruchowy	3 punkty	2 punkty	1 punkt
Przysiad	<p>Ustawienie goleni równoległe względem tułowia</p> <p>Stawy biodrowe poniżej linii stawów kolanowych</p> <p>Kolana ustawione w osi biomechanicznej</p> <p>Drażek nad stopami</p>	<p>Ustawienie goleni równoległe względem tułowia</p> <p>Stawy biodrowe poniżej linii stawów kolanowych</p> <p>Kolana ustawione w osi biomechanicznej</p> <p>Drażek nad stopami</p> <p>Wykonane z wykorzystaniem podwyższenia pod kością piętową (deska o wymiarach 2x6 cm)</p>	<p>Brak równoległego ustawienia goleni względem tułowia.</p> <p>Stawy biodrowe nie są ustawione poniżej linii stawów kolanowych</p> <p>Kolana nie są ustawione w osi biomechanicznej</p> <p>Zgięcie kręgosłupa lędźwiowego</p> <p>Wykonane z wykorzystaniem podwyższenia pod kością piętową (deska o wymiarach 2x6 cm)</p>
Przejsięcie przez przeszkodę	<p>Stawy biodrowe, kolanowe i skokowe ustawione w płaszczyźnie strzałkowej</p> <p>Minimalny lub brak ruchu kręgosłupa lędźwiowego</p> <p>Drażek równoległy w stosunku do poprzeczki płotka</p>	<p>Stawy biodrowe, kolanowe i skokowe ulegają odchyleniu od płaszczyzny strzałkowej</p> <p>Ruch kręgosłupa lędźwiowego</p> <p>Brak równoległego ustawienia drążka względem poprzeczki płotka</p>	<p>Utrata równowagi</p> <p>Kontakt stopy z poprzeczką płotka</p>
Kłęk jednonóż w wyroku	<p>Brak ruchu tułowia</p> <p>Stopy i drążek ustawione w płaszczyźnie strzałkowej</p> <p>Drażek utrzymywany jest w kontakcie z tułowiem</p>	<p>Ruch tułowia</p> <p>Stopy i drążek ulegają odchyleniu od płaszczyzny strzałkowej</p> <p>Nieemożność utrzymania drążka w kontakcie z tułowiem</p>	<p>Utrata równowagi</p> <p>Trudność w utrzymaniu kończyn górnych we właściwej pozycji</p>

	Kolano kończyny zakroczonej dotyka deski pomiarowej bezpośrednio za piętą kończyny wykroczonej	Nieemożność dotknięcia stawem kolanowym kończyny zakroczonej deski pomiarowej	
Ruchomość kompleksu barkowego	Odległość między pięściami mniejsza lub równa długości dłoni badanego	Odległość między pięściami większa od jednej długości dłoni a mniejsza od półtorej długości dłoni badanego	Odległość między pięściami większa niż półtorej długości dłoni badanego
Zgięcie biodra z wyprostowanym stawem kolanowym	Dolna część drążka odpowiadająca pozycji kostki przyśrodkowej ustawiona między kolcem biodrowym przednim górnym a połową uda	Dolna część drążka odpowiadająca pozycji kostki przyśrodkowej ustawiona między połową uda a rzepeką	Dolna część drążka odpowiadająca pozycji kostki przyśrodkowej ustawiona poniżej rzepek
Kłęk podparty na kończynie górnej i kończynie dolnej	Zachowanie równoległego ustawienia tułowia względem podłoża Dotknięcie w linii deski pomiarowej stawu łokciowego ze stawem kolanowym	Zachowanie równoległego ustawienia tułowia względem podłoża Dotknięcie w linii deski pomiarowej stawu łokciowego ze stawem kolanowym Niewielki zgięcie kręgosłupa lędźwiowego	Nieemożność wykonania jednego powtórzenia
„Pompka”	Mężczyźni wykonują jedno podniesienie z kciukami ustawionymi na wysokości czoła Kobiety wykonują jedno powtórzenie z kciukami ustawionymi na wysokości brody Stopy w zgięciu grzbietowym Ustawienie ciała w jednej linii	Mężczyźni wykonują jedno podniesienie z kciukami ustawionymi na wysokości brody Kobiety wykonują jedno powtórzenie z kciukami ustawionymi na wysokości obojczyka Stopy w zgięciu grzbietowym Ustawienie ciała w jednej linii	Nieemożność wykonania przez mężczyzn jednego powtórzenia z kciukami ustawionymi na wysokości brody Nieemożność wykonania przez kobiety jednego powtórzenia z kciukami ustawionymi na wysokości obojczyka

6. WYNIKI BADAŃ

W ramach niniejszej rozprawy przeprowadzono trzy odrębne analizy statystyczne. „Analiza 1” dotyczyła oceny siły mięśniowej stawu kolanowego przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł (N=11), a jej głównym celem było określenie konsekwencji pobrania ścięgien ze zdrowej kończyny dolnej dla odległej siły mięśni kulszowo-goleniowych. Dodatkowo miała ona za zadanie odpowiedź na pytanie: czy istnieje zależność między wartością siły mięśniowej przed zabiegiem rekonstrukcji a wynikami uzyskanymi w badaniu przeprowadzonym po zabiegu. „Analiza 2” obejmowała ocenę wszystkich chorych (N=19) po zabiegu rekonstrukcji więzadeł oraz z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przed zabiegiem. Wyniki zostały porównane z wynikami uzyskanymi w grupie kontrolnej oraz ze zdrową kończyną dolną. Celem „Analizy 3” było określenie wartości klinicznej oceny funkcjonalnej wzorców ruchowych u chorych (N=12) po rekonstrukcji wielowięzadłowej stawu kolanowego.

Analizę statystyczną przeprowadzono z wykorzystaniem programu STATISTICA. W tabelach (1, 5, 7, 8, 11, 15, 17) zestawiono statystyki opisowe: średnia, mediana, odchylenie standardowe, minimalna i maksymalna wartość dla zmiennych w skali interwałowej; medianę, minimalną i maksymalną wartość dla zmiennych w skali porządkowej; modę i licznosc mody dla zmiennych wyrażonych w skali nominalnej. Zmienne, których rozkład był zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro-Wilka), zaznaczono w tabelach na szaro. W sytuacji spełnienia warunku „normalności” w dalszych obliczeniach zastosowano test parametryczny t-Studenta, w każdym innym przypadku jego odpowiedniki nieparametryczne, czyli test Wilcoxon lub U Manna-Whitneya (w zależności od modelu: zmienne powiązane, zmienne niepowiązane). W celu sprawdzenia zależności między zmiennymi, których rozkład był zgodny z rozkładem normalnym, zastosowano współczynnik korelacji Pearsona, a w przypadku braku „normalności” rozkładu współczynnik korelacji rang Spearmana. W ocenie współczynnika korelacji posłużono się następującą skalą:

$r = 0$ zmienne nie są skorelowane;

$0 < r < 0,1$ korelacja nikła;

$0,1 \leq r < 0,3$ korelacja słaba;

$0,3 \leq r < 0,5$ korelacja przeciętna;

$0,5 \leq r < 0,7$ korelacja wysoka;

$0,7 \leq r < 0,9$ korelacja bardzo wysoka;

$0,9 \leq r < 1$ korelacja prawie pełna.

Wszystkie rozpatrywane w pracy hipotezy weryfikowano na poziomie istotności $\alpha=0,05$.

6.1. Analiza 1

Ocena siły mięśniowej stawu kolanowego przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł

Można zaobserwować poprawę wszystkich ocenianych parametrów badanych mięśni, zarówno dla kończyny zdrowej jak i operowanej (tabela 4). Jednakże istotną statystycznie poprawę wykazano jedynie w odniesieniu do wartości siły prostowników stawu kolanowego kończyny operowanej (tabela 5). Analiza statystyczna wykazała również wysoką, dodatnią korelację między siłą prostowników przed zabiegiem, a odległym wynikiem uzyskanym w badaniu po zabiegu (tabela 6).

Tabela 4. Podstawowe charakterystyki statystyczne dla zmiennych uzyskanych w badaniu siły mięśniowej przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe) i zakres].

Parametr	Pacjenci I badanie (N=11)		Pacjenci II badanie (N=11)	
	Kończyna chora	Kończyna zdrowa	Kończyna chora	Kończyna zdrowa
60-Peak Torque Ext [Nm]	108,0 {106,0} (54,8) 26,0-206,0	171,1 {157,0} (46,3) 116,0-252,0	161,5 {175,0} (60,9) 74,0-250,0	190,2 {164,5} (60,6) 97,0-289,0
60-Peak Torque Flx [Nm]	73,6 {62,0} (57,7) 10,0-229,0	89,8 {86,0} (24,7) 62,0-140,0	87,8 {91,2} (31,2) 37,0-136,0	95,7 {96,0} (33,8) 36,0-149,0
PkTrq/weight Ext [%]	139,3 {132,0} (69,0) 32,0-232,0	218,6 {191,0} (55,5) 169,0-344,0	208,7 {191,0} (84,8) 111,0-380,0	244,0 {224,0} (70,8) 144,0-340,1
PkTrq/weight Flx [%]	92,4 {83,0} (64,4) 12,0-255,0	114,0 {110,0} (24,3) 82,0-156,0	111,8 {118,0} (36,4) 47,0-177,0	122,8 {120,0} (42,2) 53,0-182,0
Flx/Ext ratio [%]	64,9 {63,0} (24,3) 38,0-111,0	53,1 {54,0} (7,6) 41,0-63,0	55,5 {55,0} (11,5) 40,0-76,0	49,8 {52,0} (6,4) 37,0-61,0

zmienne zaznaczone szarym kolorem mają rozkład zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro Wilka $\alpha>0,05$)

Tabela 5. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł.

Parametr	p_t (prawdopodobieństwo testowe)	
	Kończyna chora	Kończyna zdrowa
60-Peak Torque Ext [jed]	0,0007	0,1157
60-Peak Torque Flx [jed]	*0,0911	0,3791
PkTrq/weight Ext [%]	0,0022	*0,0753
PkTrq/weight Flx [%]	*0,0753	0,3496
Flx/Ext ratio [%]	0,2645	0,2261

test t-Studenta dla zmiennych powiązanych, *test kolejności par Wilcoxon

Tabela 6. Wyniki analizy korelacji między parametrami oceny siły mięśniowej przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł.

Parametr	Kończyna chora		Kończyna zdrowa	
	r-współczynnik korelacji	p_t	r-współczynnik korelacji	p_t
60-Peak Torque Ext I vs 60-Peak Torque Ext II	0,6098*	0,0352	0,7743*	0,0031
60-Peak Torque Flx I vs 60-Peak Torque Flx II	0,5008**	0,0972	0,6713**	0,0168
PkTrq/ weight Ext I vs PkTrq/ weight Ext II	0,6386*	0,0254	0,6549**	0,0207
PkTrq/ weight Flx I vs PkTrq/ weight Flx II	0,5376*	0,0714	0,7762**	0,0029
Flx/Ext ratio I vs Flx/Ext ratio II	0,0712*	0,8258	0,4080*	0,1879

* r_p ; ** r_s

6.2. Analiza 2

Analiza statystyczna wyników uzyskanych po rekonstrukcji więzadeł dla wszystkich chorych oraz z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przedoperacyjnej

6.2.1. Wyniki badania klinicznego

Charakterystyki opisowe parametrów oceny klinicznej uzyskane przez wszystkich badanych przedstawia tabela 7. Średni wynik subiektywnej oceny kolana wg Lysholm'a wynosił 89 punktów, co odpowiada bardzo dobrej funkcji stawu kolanowego. Uzyskane wyniki sytuują 9 chorych w grupie wyników doskonałych, 6 chorych w grupie wyników bardzo dobrych i 4 chorych w grupie wyników dobrych. W formularzu subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 chorzy otrzymali 80 punktów, czyli ocenę dobrą. Zanotowano 6 wyników bardzo dobrych, 6 dobrych, 7 dostatecznych. Średnia wartość zgięcia operowanego stawu kolanowego wynosiła 117°, natomiast zdrowej kończyny dolnej 126°. Analiza porównawcza zakresu ruchu zgięcia w obrębie stawów kolanowych wykazała istotne statystycznie różnice między kończynami (tabela 8). Deficyt zgięcia (różnica między kończynami > 10°) stwierdzono u pięciu chorych. Nie stwierdzono deficytu wyprostowania stawu kolanowego.

W analizie porównawczej stabilności mechanicznej stawu kolanowego między kończynami stwierdzono istotne statystycznie różnice zarówno w teście Lachmana jak i teście szuflady przedniej (tabela 8). Stabilność mechaniczną stawu kolanowego w teście Lachmana uzyskano u wszystkich badanych z wyjątkiem jednego chorego. W teście szuflady przedniej brak stabilności mechanicznej stwierdzono u dwóch chorych.

Charakterystyki podstawowe zmiennych otrzymanych w badaniu klinicznym z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przed zabiegiem przedstawia tabela 9. Nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w parametrach oceny klinicznej między chorymi, którzy uczestniczyli w rehabilitacji przed zabiegiem a chorymi, którzy nie uczestniczyli w rehabilitacji przedoperacyjnej.

Tabela 7. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu klinicznym dla wszystkich chorych [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Parametr	Pacjenci (N=19)	
	Kończyna operowana	Kończyna zdrowa
Stabilność mechaniczna w teście Lachmanna [mm]	6 {6} (1) 4-8	5 {5} (1) 0-7
Stabilność mechaniczna w teście szuflady przedniej [mm]	5 {5} (1) 3-8	4 {4} (1) 3-6
Wyprost [°]	0 {0} (1) 0-5	0 {0} (1) 0-5
Zgięcie [°]	117 {120} (14) 90-140	126 {130} (11) 90-140
	Pacjenci (N=19)	
IKDC SCORE [%]	80 {77} (11) 61-100	
Skala wg Lysholma [punkty]	89 {89} (8) 74-100	

zmienne zaznaczone szarym kolorem mają rozkład zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro Wilka $\alpha > 0,05$)

Tabela 8. Testowanie istotności różnic parametrów oceny klinicznej między zdrową a operowaną kończyną dolną. Zastosowano test kolejności par Wilcoxon.

Parametr	p_t (prawdopodobieństwo testowe)
Stabilność mechaniczna w teście Lachmanna [mm]	0,0065
Stabilność mechaniczna w teście szuflady przedniej [mm]	0,0042
Wyprost [°]	-
Zgięcie [°]	0,0022

Tabela 9. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu klinicznym z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przed zabiegiem [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Parametr	Pacjenci rehabilitowani przed zabiegiem N=13		Pacjenci nie rehabilitowani przed zabiegiem N=6	
	Kończyna chora	Kończyna zdrowa	Kończyna chora	Kończyna zdrowa
Stabilność mechaniczna w teście Lachmanna [mm]	6 {6} (1) 4-8	5 {5} (1) 4-7	6 {6} (1) 5-8	5 {5} (1) 3-7
Stabilność mechaniczna w teście szuflady przedniej [mm]	5 {5} (2) 3-8	4 {4} (1) 3-6	6 {5} (2) 4-8	5 {5} (1) 3-6
Wyprost [°]	0 {0} (1) 0-5	0 {0} (0) 0-0	1 {0} (2) 0-5	1 {0} (2) 0-5
Zgięcie [°]	115 {120} (15) 90-140	123 {130} (12) 90-140	121 {120} (13) 100-140	131 {130} (4) 130-140
IKDC SCORE [%]	82 {78} (12) 62-100		75 {74} (10) 61-93	
Skala wg Lysholma [punkty]	90 {90} (8) 74-100		87 {86} (8) 78-99	

zmienne zaznaczone szarym kolorem mają rozkład zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro Wilka $\alpha > 0,05$)

6.2.2. Wyniki badania izokinetycznego

Średni wynik szczytowej wartości maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego w stosunku do masy ciała ($PkTrq/Weight$) w grupie chorych był na poziomie dostatecznym. Dla porównania w grupie kontrolnej średni uzyskany wynik odpowiada ocenie dobrej. Średnia wartość maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała zarówno w grupie badanej jak i kontrolnej prezentowała dostateczny poziom. Podstawowe charakterystyki statystyczne dla zmiennych otrzymanych w badaniu izokinetycznym dla wszystkich chorych oraz w grupie kontrolnej przedstawia tabela 10. Analiza statystyczna wyników badania siły mięśniowej operowanej kończyny z grupą kontrolną wykazała istnienie istotnych statystycznie różnic parametrów: szczytowej wartości

maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego (Peak Torque Flx), szczytowej wartości maksymalnego momentu siły prostowników w stosunku do masy ciała (PkTrq/weight Ext) oraz szczytowej wartości maksymalnego momentu siły zginaczy w stosunku do masy ciała (PkTrq/weight Flx) (tabela 11). W obrębie zdrowej kończyny istotna statystycznie różnica dotyczyła szczytowej wartości maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała (PkTrq/weight Flx) (tabela 11). Zgodnie z przyjętą skalą, dziesięciu chorych (53 %) uzyskało niedostateczny wynik maksymalnego momentu siły prostowników w stosunku do masy ciała, w tym 6 osób również niedostateczny wynik dla zginaczy. W grupie kontrolnej wynik niedostateczny dla prostowników wykazało 18% i dla zginaczy 14% badanych. W analizie porównawczej parametrów oceny siły mięśniowej między kończyną dolną zdrową a operowaną istotna statystycznie różnica dotyczyła jedynie siły prostowników stawu kolanowego (Peak Torque Ext, PkTrq/weight Ext) (tabela 12). Otrzymane wyniki siły mięśniowej prostowników są istotnie statystycznie wyższe w grupie, która uczestniczyła w rehabilitacji przed zabiegiem. Istotna różnica dotyczyła również stosunku procentowego zginaczy do prostowników w obrębie operowanej kończyny (tabela 14). Dodatkowo przeprowadzona analiza porównawcza między grupą chorych, którzy rehabilitowali się przed zabiegiem a grupą kontrolną, wykazała istotne różnice w wartości siły mięśni zginaczy, natomiast brak różnic dla prostowników stawu kolanowego (tabela 15).

Tabela 10. Podstawowe charakterystyki statystyczne dla zmiennych uzyskanych w badaniu izokinetycznym dla wszystkich chorych oraz w grupie kontrolnej [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Parametr	Grupa kontrolna (N=28)	Pacjenci (N=19)	
	Obie kończyny	Kończyna chora	Kończyna zdrowa
60-Peak Torque Ext [N]	205,6 {209,5} (57,6) 100,6-301,3	173,2 {186,0} (58,1) 74,0-270,0	192,1 {192} (58,7) 82,0-289,0
60-Peak Torque Flx [N]	112,7 {120,3} (34,8) 56,6-169,3	92,4 {100,0} (32,2) 37,0-151,0	97,9 {96,0} (33,3) 36,0-156,0

PkTrq/ weight Ext [%]	265,1 {276,7} (61,3) 121,2-368,6	208,4 {195} (75,6) 106,0-380,0	231,3 {224,0} (70,3) 109,5-340,1
PkTrq/ weight Flx [%]	144,5 {152,4} (37,5) 62,5-212,1	110,7 {118,0} (38,2) 47,0-189,0	118,6 {110,0} (42,2) 53,0-195,0
Flx/Ext ratio [%]	54,5 {53,2} (9,2) 40,7-83,0	54,3 {55,0} (11,1) 28,0-76,0	51,3 {49,0} (9,9) 37,0-76,0

zmienne zaznaczone szarym kolorem mają rozkład zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro Wilka $\alpha > 0,05$)

Tabela 11. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej między grupą kontrolną a badaną. Zastosowano test t-Studenta dla zmiennych niepowiązanych.

Parametr	p_t (prawdopodobieństwo testowe)	
	Kończyna operowana	Kończyna zdrowa
60-Peak Torque Ext [Nm]	0,0653	0,4380
60-Peak Torque Flx [Nm]	<i>0,0497</i>	0,1559
PkTrq/weight Ext [%]	<i>0,0069</i>	0,0871
PkTrq/weight Flx [%]	<i>0,0042</i>	<i>0,0322</i>
Flx/Ext ratio [%]	0,9545	0,2631

Tabela 12. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej u badanych chorych między kończynami. Zastosowano test t-Studenta dla zmiennych powiązanych.

Parametr	p_t (prawdopodobieństwo testowe)
60-Peak Torque Ext [Nm]	<i>0,0299</i>
60-Peak Torque Flx [Nm]	0,1347
PkTrq/weight Ext [%]	<i>0,0296</i>
PkTrq/weight Flx [%]	0,0919
Flx/Ext ratio [%]	0,3383

Tabela 13. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu izokinetycznym z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przed zabiegiem [**średnia**, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Parametr	Pacjenci rehabilitowani przed zabiegiem N=13		Pacjenci nie rehabilitowani przed zabiegiem N=6	
	Kończyna chora	Kończyna zdrowa	Kończyna chora	Kończyna zdrowa
60-Peak Torque Ext [Nm]	198,80 {190,00} (44,47) 91,00-270,00	216,28 {222,00} (49,94) 132,00-289,00	121,98 {109,00} (53,02) 74,00-210,00	139,75 {156,00} (40,61) 82,00-183,00
60-Peak Torque Flx [Nm]	99,83 {103,00} (30,98) 37,00-151,00	107,31 {109,00} (29,23) 60,00-156,00	76,35 {72,6} (31,09) 45,00-119,00	77,78 {72,75} (35,03) 36,00-140,00
PkTrq/weight Ext [%]	234,82 {219,00} (17,19) 117,00-380,00	256,32 {255,00} (67,17) 153,00-340,00	151,17 {138,50} (48,73) 106,00-234,00	177,05 {190,40} (42,42) 109,50-224,00
PkTrq/weight Flx [%]	118,17 {120,00} (40,95) 47,00-189,00	128,46 {122,00} (42,81) 67,00-195,00	94,48 {94,30} (27,58) 65,30-132,00	97,17 {93,15} (34,87) 53,00-156,00
Flx/Ext ratio [%]	50,18 {53,00} (9,45) 28,00-63,00	49,53 {49,00} (6,16) 40,00-61,00	63,37 {61,10} (9,30) 52,00-76,00	55,18 {51,50} (15,34) 37,00-76,00

zmienne zaznaczone szarym kolorem mają rozkład zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro Wilka $\alpha > 0,05$)

Tabela 14. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej między grupami różniącymi się uczestnictwem w rehabilitacji przedoperacyjnej. Zastosowano test t-Studenta dla zmiennych niepowiązanych, *test t-Studenta z osobną estymacją wariancji.

Parametr	p_t (prawdopodobieństwo testowe)	
	Kończyna chora	Kończyna zdrowa
60-Peak Torque Ext [Nm]	0,0051	0,0045
60-Peak Torque Flx [Nm]	0,1433	0,0702
PkTrq/ weight Ext [%]	0,0202	0,0173
PkTrq/ weight Flx [%]	0,2180	0,1371
Flx/Ext ratio%	0,0112	*0,4186

Tabela 15. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej między grupą kontrolną a grupą, która uczestniczyła w rehabilitacji przedoperacyjnej. Zastosowano test t- Studenta dla zmiennych niepowiązanych.

Parametr	p_t (prawdopodobieństwo testowe)
60-Peak Torque Ext [Nm]	0,6284
60-Peak Torque Flx [Nm]	0,2633
PkTrq/weight Ext [%]	0,1720
PkTrq/weight Flx [%]	0,0488
Flx/Ext ratio [%]	0,1727

6.2.3. Korelacje

Nie stwierdzono istotnych statystycznie zależności między parametrami oceny stabilności mechanicznej a parametrami oceny siły mięśniowej. Analiza zależności między parametrami oceny stabilności mechanicznej a wynikami oceny subiektywnej nie wykazała również istotnych korelacji. Wysoka korelacja dotyczyła zmiennych subiektywnej oceny kolana 2000 IKDC oraz siły mięśniowej prostowników i zginaczy stawu kolanowego (tabela 16).

Tabela 16. Wartość współczynnika korelacji Pearsona pomiędzy parametrami oceny siły mięśniowej a parametrami oceny klinicznej.

Parametr	r-współczynnik korelacji	p_t	Parametr	r-współczynnik korelacji	p_t
60-Peak Torque Ext operowana vs skala wg Lysholma	*0,0868	0,7236	60-Peak Torque Ext operowana vs IKDC	*0,5252	0,0209
60-Peak Torque Flx operowana vs skala wg Lysholma	*0,0999	0,6839	60-Peak Torque Flx operowana vs IKDC	*0,4932	0,0318
PkTrq/ weight Ext operowana vs skala wg Lysholma	*0,1846	0,4491	PkTrq/ weight Ext operowana vs IKDC	*0,5866	0,0082
PkTrq/ weight Flx operowana vs skala wg Lysholma	*0,1960	0,4211	PkTrq/ weight Flx operowana vs IKDC	*0,5853	0,0084
Flx/Ext ratio operowana vs skala wg Lysholma	*-0,0019	0,9938	Flx/Ext ratio operowana vs IKDC	*-0,0903	0,7132

* r_p ; ** r_s

6.2.4. Rehabilitacja pooperacyjna

Charakterystyki podstawowe zmiennych dotyczących rehabilitacji zawiera tabela 17. Mimo pozornie oczywistego związku między częstotliwością rehabilitacji oraz czasem jej trwania a parametrami oceny siły mięśniowej, analiza statystyczna nie potwierdziła tej zależności. Analiza z podziałem na grupy ze względu na udział w rehabilitacji przedoperacyjnej również nie wykazała istotnych korelacji. Nie stwierdzono zależności między czasem rozpoczęcia obciążania kończyny, stosowaniem ortezy oraz odstawieniem kul a uzyskaną stabilnością mechaniczną. Analiza statystyczna wykazała wysoką, ujemną korelację między czasem odstawienia kul a szczytową wartością maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego w stosunku do masy ciała ($PkTrq/Weight$) oraz między czasem rozpoczęcia obciążania kończyny a maksymalnym momentem siły prostowników (60-Peak Torque Ext) (tabela 18).

Tabela 17. Charakterystyki podstawowe zmiennych dotyczące rehabilitacji [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres]; *zmienna jakościowa scharakteryzowana na podstawie mody i liczności mody.

Rehabilitacja przed zabiegiem*	Czas trwania rehabilitacji (miesiące)	Częstotliwość rehabilitacji w tygodniu	Obciążanie o kulach (tygodnie)	Orteza w nocy (tygodnie)
Tak N=13	9 {6} (5) 2-24	2 {3} (1) 0,25-7	1 {2} (1) 0-4	6 {8} (4) 0-12
Orteza w dzień (tygodnie)	Odstawienie kul (tygodnie)	Ćwiczenia zakresu ruchu (tygodnie)	6 tyg. wyprost*	6 tyg. zgięcie*
5 {4} (3) 0-12	8 {8} (4) 3-20	{0-2}	Tak N=16	Tak N=12
3 miesiące wyprost*	3 miesiące maks. zgięcie*			
Tak N=18	Nie N=14			

Tabela 18. Wartość współczynnika korelacji rang Spearmana pomiędzy parametrami oceny siły mięśniowej a czasem rozpoczęcia obciążania kończyny.

Parametr	r-współczynnik korelacji	p _t
Obciążanie o kulach vs 60-Peak Torque Ext	-0,5169	0,0234
Obciążanie o kulach vs PkTrq/ weight Ext	-0,2289	0,3456
Obciążanie o kulach vs 60-Peak Torque Flx	-0,4028	0,0872
Obciążanie o kulach vs PkTrq/ weight Flx	-0,1613	0,5093

6.3. Analiza 3

Wyniki funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych

Do funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych przystąpiło dwunastu chorych. Niewielka liczebność grupy wynikała z zastosowania tego narzędzia oceny od 2009 roku, czyli po zakończeniu badań w grupie siedmiu chorych, leczonych operacyjnie w latach 2005 i 2006. W związku z kosztami, jakie generowałby przyjazd tych chorych na dodatkowe badanie, nie zostali oni wezwani na ponowną ocenę.

Mediana uzyskana w badaniu wzorców ruchowych wynosiła 13,5. U sześciu chorych (50 %) osiągnięto wynik powyżej 14 punktów świadczący o bardzo dobrej ocenie funkcjonalnej tych chorych. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych otrzymanych w ocenie wzorców ruchowych dla wszystkich badanych (N=12) oraz z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przedoperacyjnej przedstawia tabela 19. Istotna statystycznie różnica między grupą, która uczestniczyła w rehabilitacji przedoperacyjnej oraz grupą, która nie brała w niej udziału dotyczyła jedynie testu „pompka”. Nie stwierdzono zależności między czasem trwania i częstotliwością rehabilitacji pooperacyjnej a oceną jakości wykonania wzorców ruchowych. Wysoka korelacja dotyczyła natomiast czasu odstawienia kul i oceny jakości wykonania wzorców ruchowych ($p=0,0359$). Analiza statystyczna nie wykazała zależności między wynikami oceny wzorców ruchowych a stabilnością mechaniczną i zakresem ruchu stawu kolanowego. Wysoką korelację stwierdzono natomiast między wynikami oceny wzorców ruchowych FMS a siłą prostowników (60-Peak Torque Ext, PkTrq/weight Ext) oraz między siłą prostowników a oceną formularza IKDC 2000 (tabela 20).

Tabela 19. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w ocenie wzorców ruchowych dla wszystkich badanych (N=12) oraz z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przedoperacyjnej.

Parametr	Wszyscy pacjenci N=12	Pacjenci rehabilitowani przed zabiegiem N=8	Pacjenci nie rehabilitowani przed zabiegiem N=4
Przysiad	{1,5} 0-3	{2} 0-3	{0,5} 0-2
Przejsie przez przeszkodę	{2} 0-2	{2} 0-2	{2} 1-2
Kłęk jednonóż	{2} 0-3	{2} 0-3	{2,5} 1-3
Ruch ramion	{3} 1-3	{3} 1-3	{3} 2-3
Zgięcie biodra	{2} 1-3	{2,5} 1-3	{2} 2-3
Pompka	{2,5} 0-3	{3} 1-3	{1} 0-2
Kłęk podparty na kończynie górnej i dolnej	{1,5} 0-2	{1,5} 0-2	{1,5} 1-2
FSM suma	{13,5} 9-17	{14} 9-17	{12,5} 9-15

Tabela 20. Wartość współczynnika korelacji rang Spearmana między oceną wzorców ruchowych FMS a parametrami oceny siły mięśniowej i oceny subiektywnej.

Parametr	r-współczynnik korelacji	pt
60-Peak Torque Flx vs FMS suma	0,4451	0,1471
60-Peak Torque Ext vs FMS suma	<i>0,6337</i>	<i>0,0269</i>
PkTrq/ weight Flx vs FMS suma	0,4991	0,0985
PkTrq/ weight Ext vs FMS suma	<i>0,7788</i>	<i>0,0028</i>
Flx/Ext ratio vs FMS suma	0,4035	0,1932
Skala wg Lysholma vs FMS suma	0,3002	0,3431
IKDC vs FMS suma	0,6383	0,0254

7. OMÓWIENIE WYNIKÓW I Dyskusja

Zgromadzony materiał mimo niewielkiej liczebności, nie odbiega od dostępnych w literaturze doniesień na temat jednoczasowej rekonstrukcji wielowięzadłowej stawu kolanowego z wykorzystaniem autologicznych przeszczepów mięśni kulszowo-goleniowych. Wyniki przedstawione przez Strobla [84] dotyczą siedemnastu, przez Ibrahima [40] dwudziestu i przez Zhao [101] dwunastu chorych. W pozostałych badaniach o większej liczebności, wykorzystywano do rekonstrukcji również inne materiały na przeszczepy takie jak: autologiczne przeszczepy z więzadła rzepki, allograficzne przeszczepy ze ścięgna Achillesa czy biomateriały [26, 28, 29, 45, 54, 55, 90]. W literaturze dostępne są dwie prace oceniające siłę mięśniową w grupie chorych po rekonstrukcji wielowięzadłowej stawu kolanowego. Jenkis wraz z wsp. [43] przeprowadzili prospektywne badanie powrotu siły mięśniowej u dwudziestu chorych oraz Schofer i wsp. [78] retrospektywne badanie u dziewięciu chorych. W żadnej nie wykorzystano wyłącznie autologicznych przeszczepów mięśni kulszowo-goleniowych.

7.1. Uzyskane wyniki w kontekście zastosowanego modelu rehabilitacji

Protokół rehabilitacyjny zastosowany u większości badanych chorych można określić jako agresywny w kwestii rozpoczęcia obciążania kończyny (kontakt stopy z podłożem bezpośrednio po zabiegu) oraz ćwiczeń zakresu ruchu (między pierwszym a czwartym tygodniem rehabilitacji). Brak stabilności mechanicznej w badaniu artrometrem stwierdzono u dwóch chorych (11%). Średnia wartość zgięcia operowanego stawu kolanowego wyniosła $117 \pm 14^\circ$. Deficyt zgięcia (różnica między kończynami $> 10^\circ$) stwierdzono u pięciu chorych (26%) a konieczność uwalniania zrostów wystąpiła w jednym przypadku. W badaniach subiektywnych uzyskano $80 \pm 11\%$ dla formularza subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 oraz 89 ± 8 punktów dla skali wg Lysholma. Powrót do aktywności sportowej sprzed urazu zadeklarowało 42,1% badanych. Odpowiadając na pytanie dotyczące napotkanych trudności podczas rehabilitacji, szesnastu chorych (84%) uznało odzyskanie zakresu ruchu zgięcia, jeden odzyskanie pełnego wyprostu stawu kolanowego za najbardziej problematyczne.

Grupa badawcza Strobla [84] jest najbardziej zbliżona do materiału przedstawionego w niniejszej rozprawie. Różnica dotyczy rehabilitacji pooperacyjnej.

Strobel zastosował konserwatywne podejście w usprawnianiu pooperacyjnym, umieszczając operowaną kończynę w szynie PTS na 6 tygodni, po upływie których zalecił częściowe obciążanie kończyny. Ćwiczenia zakresu ruchu rozpoczął między drugim a szóstym tygodniem a ćwiczenia siły mięśniowej od dziesiątego tygodnia rehabilitacji. Uzyskał gorsze wyniki subiektywne 71.8 ± 19.3 punktów dla formularza subiektywnej oceny stawu kolanowego IKDC 2000, większą średnią różnicę translacji przednio-tylnej między kończynami 2.0 ± 2.2 mm oraz ograniczenia zakresu ruchu zgięcia u 65 % badanych [84].

Praca Ibrahima [40], mimo zastosowania tej samej techniki operacyjnej, różni się od przedstawionego w rozprawie algorytmu leczenia czasem przeprowadzenia rekonstrukcji. Ibrahim poddał dwudziestu chorych rekonstrukcji w stanie ostrym między drugim a trzecim tygodniem od urazu. Przed zabiegiem zastosował szynę ciągłego ruchu biernego (CPM) w celu odtworzenia zakresu ruchu, którą wykorzystał również po rekonstrukcji jako element wczesnego modelu usprawniania pooperacyjnego. Deficyt zgięcia wystąpił u czterech chorych: u dwóch w zakresie $10-15^\circ$, u dwóch w zakresie $5-10^\circ$. Stabilność mechaniczną uzyskał Ibrahim w 89% przypadków a wynik oceny subiektywnej wg skali Lysholma wyniósł 91 ± 4 punktów.

Jak podaje Mook [61], rekonstrukcje wykonane w stanie ostrym wiążą się z gorszymi wynikami stabilności mechanicznej oraz większymi deficytami zakresu ruchu (w porównaniu z leczeniem przewlekłym), dlatego w ich przypadku zaleca stosowanie agresywnego podejścia w zwiększaniu zakresu ruchu. Z drugiej strony Fanelli wraz z wsp. [26] nie stwierdzili istotnych statystycznie różnic między wynikami artroskopii wykonanymi w stanie ostrym a przewlekłym, oraz między rodzajem zastosowanych przeszczepów. Fanelii zaleca konserwatywny model usprawniania pooperacyjnego obejmujący zakaz obciążania w okresie pierwszych pięciu tygodni oraz rozpoczęcie ćwiczeń zakresu ruchu między piątym a dziesiątym tygodniem rehabilitacji. Negatywny wynik testu Lachmana uzyskał u 33 z 35 (94%) natomiast prawidłowy wynik testu szuflady tylnej u 16 z 35 (46%) badanych. Badanie artrometrem wykazało średnią różnicę translacji przedniej między kończynami wynoszącą 1mm, co jest zbliżone z uzyskanym przeze mnie wynikiem. Subiektywna ocena uzyskana przez Fanellego, odpowiada wynikowi uzyskanemu przez Ibrahima [26, 61]. Istotnych statystycznie różnic między chorymi operowanymi w stanie ostrym a przewlekłym nie stwierdził również Subbiah [85]. U dziewiętnastu

chorych operowanych etapami: jako pierwsze więzadła poboczne, następnie PCL i jako ostatnie ACL uzyskał 92 ± 7 punkty w skali Lysholm i pełen zakres ruchu stawu kolanowego u dwunastu chorych. Autor nie przedstawił protokołu rehabilitacji zastosowanego u badanych chorych. Brak istotnych różnic między artroskopiami wykonanymi w stanie ostrym a przewlekłym potwierdził również Tzurbakis wraz z wsp. [89]. Wykonane przez nich artrotomie na grupie czterdziestu ośmiu chorych, pozwoliły na uzyskanie $87 \pm 12,3$ punktów dla skali wg Lysholma oraz stabilność mechaniczną u 65% badanych. Deficyt zgięcia wynosił $7,6 \pm 7,9^\circ$ a wyprost $1,6 \pm 2,5^\circ$ w porównaniu do przeciwnej kończyny. Autor nie przedstawił modelu rehabilitacji pooperacyjnej.

Konserwatywne podejście do rehabilitacji pooperacyjnej zastosował Karataglis wraz z wsp. [45]. Rehabilitacja obejmowała unieruchomienie kończyny w szynie w okresie pierwszych czterech-sześciu tygodni, po którym nastąpiło sukcesywne zwiększanie zakresu ruchu zgięcia. W porównaniu z przedstawionym przeze mnie materiałem uzyskali gorszy wynik formularza subiektywnej oceny stawu kolanowego IKDC 2000 na poziomie 72,7% oraz zbliżone wyniki zakresu zgięcia stawu kolanowego 118° . Powrót do aktywności sportowej przed urazu zadeklarowało 45,7% badanych. Niestabilność tylną reprezentowało 9,4% badanych w teście szuflady tylnej i 19% w teście szuflady przedniej.

Najlepsze wyniki oceny subiektywnej przedstawił Mariani wraz z wsp. [55], uzyskując (u czternastu chorych leczonych artroskopowo z wykorzystaniem autologicznych przeszczepów z mięśni kulszowo-goleniowych i więzadła rzepki) $95,1 \pm 4,5$ punktów w skali wg Lysholma. Zaproponowany przez niego model rehabilitacji jest najbardziej agresywnym spośród protokołów przedstawionych przez innych badaczy i obejmuje wczesne obciążanie kończyny od pierwszego tygodnia, ćwiczenia zakresu ruchu od drugiej doby, ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym od drugiego tygodnia oraz ćwiczenia na niestabilnym podłożu po upływie miesiąca od zabiegu. Zakres ruchu odpowiada wynikom uzyskanym przez Karataglisa oraz przedstawionym w badaniach własnych. Do aktywności przed urazu powróciło 50% badanych. Czterech (28,5%) nie osiągnęło stabilności przednio-tylnej stawu kolanowego w badaniu artrometrem K 2000.

Jenkins przedstawił wyniki siły mięśniowej u dwudziestu chorych leczonych z powodu przewlekłej złożonej niestabilności stawu kolanowego. Siła mięśniowa prostowników została odbudowana na poziomie 85% a zginaczy 90% zdrowej kończyny dolnej. Uzyskał 73% dla formularza subiektywnej oceny stawu kolanowego IKDC 2000, deficyt zgięcia u 55% oraz deficyt wyprostów u 30% badanych. Do wcześniejszej aktywności sportowej powróciło 30% chorych. Rehabilitacja pooperacyjna obejmowała: stosowanie ortezy przez 6 tygodni, rozpoczęcie ćwiczeń zakresu ruchu między drugim a szóstym tygodniem i obciążanie kończyny po upływie czwartego tygodnia [43].

Badania na materiale dziewięciu osób z wykorzystaniem oceny izokinetycznej przeprowadził również Schofer [78], osiągając zbliżony z Jenkinsem wynik oceny siły mięśniowej oraz subiektywnej wg Lysholma. Deficyt zgięcia wyniósł $11 \pm 7,8^\circ$ a wyprostów $3,0 \pm 3,6^\circ$, w porównaniu do zdrowej kończyny. Ćwiczenia zakresu ruchu wprowadził wcześniej niż Jenkins: w pierwszym tygodniu do 40° , natomiast w drugim tygodniu do 60° zgięcia stawu kolanowego. Ortezę z podpórką tylną stosował przez cztery tygodnie w ciągu dnia i sześć tygodni w nocy. Badanie stabilności mechanicznej wykazało istotne różnice w porównaniu do zdrowej kończyny.

Niewydolność więzadła krzyżowego tylnego po zabiegu rekonstrukcji, jak sugeruje Washer, jest spowodowana jego rozciągnięciem podczas rehabilitacji [90]. Zdaniem niektórych autorów, do nadmiernego rozciągnięcia PCL prowadzi zbyt wczesne wprowadzenie aktywnych ćwiczeń zgięcia stawu kolanowego w otwartym łańcuchu kinematycznym, obciążanie we wczesnym okresie pooperacyjnym bez użytkowania ortezy oraz tylna translacja piszczeli pod wpływem działania siły ciężkości i masy kończyny [21, 27].

Ćwiczenia zakresu ruchu

Według Edsona, zbyt szybkie wprowadzenie ćwiczeń zgięcia może skutkować niestabilnością tylną I i II stopnia, dlatego sugeruje ich rozpoczęcie po szóstym tygodniu rehabilitacji [20]. Według Armsa i wsp. [53] największemu przeciążeniu podlega PCL w pozycji zgięcia powyżej 100° , dlatego nie zalecają ćwiczeń zakresu ruchu powyżej 90° zgięcia w okresie pierwszych sześciu tygodni pooperacyjnych. W badanym materiale, ćwiczenia zakresu ruchu zostały wprowadzone w okresie pierwszych czterech tygodni po zabiegu (u piętnastu chorych w pierwszych

dwóch tygodniach po zabiegu natomiast u czterech w czasie dwóch kolejnych tygodni rehabilitacji). Dwunastu badanych uzyskało w szóstym tygodniu rehabilitacji zgięcie wynoszące minimum 90°. Mimo agresywnego podejścia, bardzo dobrą i dobrą stabilność mechaniczną uzyskano u większości operowanych chorych z wyjątkiem jednej badanej, która ćwiczenia zakresu ruchu rozpoczęła dopiero w czwartym tygodniu rehabilitacji. Mariani wprowadził ćwiczenia zakresu ruchu od drugiej doby osiągając w drugim tygodniu 90° zgięcia stawu kolanowego. Stabilność mechaniczną translacji tylnej, zmierzoną artrometrem K2000, uzyskał w 78,6%, translacji przedniej w 71,4% przypadków. Uzyskany przez niego wynik oceny subiektywnej wg Lysholma plasuje go najwyżej spośród przedstawionych wyników badań. Poza tym 85,7% jego badanych uzyskało bardzo dobre wyniki oceny funkcjonalnej, do której wykorzystał test podskoku jedno nogą na odległość [55]. Schofer również rozpoczął ćwiczenia zakresu ruchu w pierwszym tygodniu, zwiększając zakres do 40°, a w drugim tygodniu do 60° zgięcia stawu kolanowego [78]. Analizując uzyskane wyniki i dane z piśmiennictwa, nie ma przeciwwskazań do pasywnego ćwiczenia zakresu ruchu stawu kolanowego w pierwszym tygodniu pooperacyjnym. Należy jednak zachować wszelkie środki ostrożności, aby zapobiec translacji tylnej piszczeli podczas rehabilitacji.

Stosowanie ortozy

W przedstawionym w niniejszej rozprawie materiale nie stwierdzono zależności między długością użytkowania ortozy a wynikiem stabilności mechanicznej. Stabilności mechanicznej (różnica między kończynami w teście Lachmana i szuflady przedniej >3mm) nie uzyskano u dwóch chorych. Badana o inicjałach A.S. stosowała ortezę jedynie przez 2 tygodnie w ciągu dnia, natomiast chory K.S. zarówno w ciągu dnia i nocy, przez okres jednego miesiąca. Pozostałych dwóch badanych, którzy nie korzystali z ortozy w okresie pooperacyjnym, uzyskało dobrą stabilność mechaniczną stawu kolanowego w badaniu kontrolnym. Istotnym czynnikiem może być wskaźnik BMI, który u badanej z nieprawidłową stabilnością wyniósł 35 kg/m². Magnussen wraz z wsp. sugerują użytkowanie ortozy przez 2 tygodnie i wydłużenie okresu do czterech tygodni w przypadku wskaźnika BMI >30 kg/m² [52]. Większość badaczy zaleca stosowanie ortozy przez 6 tygodni w ciągu dnia i przez 3 miesiące w nocy [13, 43, 53, 84, 90, 97]. Fanelli [26] sugeruje

wydłużenie tego czasu do 10 tygodni natomiast Mariani [55] i Schofer [78] postulują noszenie ortozy jedynie przez 4 tygodnie podczas chodu.

Wyższości stosowania ortozy w okresie pooperacyjnym nie potwierdziły również badania w grupie chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego [36]. Ortezowanie stawu kolanowego przez okres czterech tygodni w ciągu dnia i trzech miesięcy w nocy, powinno być stosowane, mimo braku jednoznacznych dowodów świadczących o pozytywnym wpływie ortezowania na odległą funkcję stawu kolanowego. Głównym celem jest ochrona przeszczepu, zmniejszenie dolegliwości bólowych i komfort psychiczny chorego.

Obciążania kończyny i odstawienie kul

W badaniach własnych nie stwierdzono zależności między czasem rozpoczęcia obciążania kończyny oraz odstawieniem kul a wynikami stabilności mechanicznej. Zwolennicy agresywnego podejścia zalecają częściowe obciążanie z dotknięciem stopą podłoża już w pierwszym tygodniu [3, 13, 47, 52, 55, 75, 91] natomiast przeciwnicy postulują zakaz obciążania w okresie do sześciu tygodni po zabiegu [20, 54]. Argumentem przemawiającym za możliwie jak najwcześniejszym podjęciem częściowego obciążania kończyny jest stwierdzona wysoka ujemna korelacja między rozpoczęciem obciążania a uzyskaną siłą mięśnia czworogłowego (60-Peak Torque Ext). Analiza statystyczna wykazała również wysoką ujemną korelację między czasem odstawienia kul a maksymalnym momentem siły prostowników w stosunku do masy ciała. W przedstawionym materiale, trzech chorych, u których odstawienie kul nastąpiło po dziesiątym tygodniu rehabilitacji uzyskało nienormalny wynik siły mięśniowej prostowników. Autorzy zalecają odstawienie kul między szóstym a dziesiątym tygodniem rehabilitacji [43, 54]. Według Chhabra oraz Scotta odstawienie kul powinno nastąpić dopiero po odzyskaniu dobrej kontroli mięśnia czworogłowego, uzyskaniu zgięcia stawu kolanowego minimum do kąta 100° i stwierdzeniu prawidłowego wzorca chodu [13]. O konieczności stosowania ortozy podczas chodu świadczy eksperyment Andriacchiego i wsp., którzy wykazali translację tylną piszczeli podczas czynności wykonywanych w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, czyli między innymi w trakcie fazy podporu [2].

Ćwiczenia w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym

W literaturze przedmiotu wiele dyskusji toczy się nad momentem wprowadzenia do protokołów rehabilitacyjnych ćwiczeń w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym. Fanelli [28] zaleca wykonywanie ćwiczeń w zamkniętym łańcuchu kinematycznym od jedenastego tygodnia. Według Marianiego [55] i Wilka [91], ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym można wprowadzić już od drugiego tygodnia, natomiast według Harnera [37] od czwartego tygodnia rehabilitacji. Schofer [78] i Wilkins [80] rekomendują ich wdrożenie w szóstym tygodniu, przy czym zalecają stosowanie ćwiczeń w niewielkim zakresie ruchu 0-45°, w celu ochrony PCL. Autorzy przedstawiają również zróżnicowane ramy czasowe włączenia ćwiczeń wyprost w otwartym łańcuchu kinematycznym do procesu rehabilitacji. Według Harnera, wyprost w otwartym łańcuchu kinematycznym powinien być wykonywany od czwartego tygodnia rehabilitacji w zakresie między 60 a 75° zgięcia stawu kolanowego, w trakcie którego kość piszczelowa nie ulega translacji w żadnym z kierunków [37]. Według Manske [53], można je stosować bezpiecznie dopiero około dwunastego tygodnia rehabilitacji, natomiast według Wilka [91] już w drugim tygodniu rehabilitacji w zakresie 30-60°. Aktywne napięcie mięśni kulszowo-goleniowych w otwartym łańcuchu kinematycznym jest zakazane we wczesnej fazie pooperacyjnej, ze względu na translację tylną piszczeli spowodowaną aktywnością mięśniową. Autorzy zgodnie sugerują odroczenie ćwiczeń zgięcia w otwartym łańcuchu kinematycznym do trzeciego miesiąca [19, 13, 43, 47, 78, 80]. W badaniach przedstawionych w niniejszej rozprawie nie uzyskano informacji o momencie włączenia do protokołu rehabilitacyjnego ćwiczeń w zamkniętym i otwartym łańcuchu kinematycznym. Chorzy nie potrafili wskazać, które z ćwiczeń wykonywali jako pierwsze. Bazując na doświadczeniu oraz danych z piśmiennictwa, ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym powinny być wdrażane w momencie uzyskania obciążania operowanej kończyny na poziomie 50% czyli około czwartego tygodnia rehabilitacji, początkowo w pozycji leżącej i siedzącej, stopniowo przechodząc do coraz trudniejszych zadań ruchowych w pozycji stojącej. Ćwiczenia w otwartym łańcuchu kinematycznym można włączyć do procesu usprawniania również około czwartego tygodnia w zakresie 30-75°.

7.2. Omówienie uzyskanych wyników oceny siły mięśniowej w świetle piśmiennictwa

Dostępność prac uwzględniających w ocenie chorych po rekonstrukcji wielowięzadłowej badanie izokinetyczne mięśni jest niewielka. Jenkins i wsp. analizowali odbudowę siły mięśniowej po zabiegu u dwudziestu chorych, przedstawiając wynik jako stosunek procentowy kończyny operowanej do zdrowej. Po dwóch latach osiągnęli 85% dla prostowników i 90% dla zginaczy stawu kolanowego, przy czym powrót siły mięśniowej zginaczy był szybszy niż prostowników [43]. Podobne wyniki siły mięśniowej po rekonstrukcji wielowięzadłowej uzyskał Schoefer wraz z wsp. [78]. W przedstawionych badaniach własnych uzyskane wyniki są porównywalne: 87% dla prostowników oraz 89% dla zginaczy stawu kolanowego.

Wykorzystanie do oceny wyników zdrowej kończyny dolnej jest niewystarczające ze względu na możliwość istnienia deficytów w jej obrębie, wynikających chociażby z pobrania materiału na przeszczepy więzadeł. Analiza wyników wykazała u czterech chorych niedostateczną wartość maksymalnego momentu siły prostowników w stosunku do masy ciała, przy deficycie między kończynami mniejszym niż 10%. Dla zginaczy sytuacja taka miała miejsce u dwóch chorych. W badanej grupie stwierdzono również występowanie deficytów między kończynami >10%, przy stosunkowo dobrych wynikach siły mięśniowej. W dwóch przypadkach deficyt między kończynami wystąpił przy dostatecznej i w jednym przypadku przy dobrej sile mięśniowej prostowników. W trzech przypadkach deficyt między kończynami wystąpił przy dostatecznej sile mięśniowej zginaczy.

Kolejną trudnością są skale oceny i normy, zgodnie z którymi można porównywać wyniki uzyskane przez poszczególnych chorych. W przedstawionym materiale zastosowano tę samą skalę oceny siły mięśniowej u wszystkich chorych, bez względu na wiek i płeć badanych. Zgodnie z przyjętą skalą, niedostateczny wynik maksymalnego momentu siły prostowników w stosunku do masy ciała wykazało dziesięciu chorych, dostateczny czterech badanych, dobry dwóch badanych i po jednym wyniku bardzo dobrym i doskonałym. Maksymalny moment siły zginaczy w stosunku do masy ciała był niedostateczny u sześciu badanych, dostateczny u jedenastu badanych i dobry u dwóch badanych. Wszyscy chorzy, u których stwierdzono niedostateczną siłę zginaczy, wykazali równocześnie niedostateczną siłę

prostowników stawu kolanowego. Badania przeprowadzone przez Harbo i wsp. pozwoliły na stworzenie norm dla maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy, uwzględniających zarówno wiek i płeć badanych [35]. Zgodnie z nimi, nienormalne wartości siły mięśniowej w badanym materiale prezentowało sześciu chorych w obrębie prostowników, w tym trzech chorych również w obrębie zginaczy stawu kolanowego. Przeanalizowano możliwe przyczyny nienormalnych wartości siły mięśniowej. Chory o inicjałach W.K. (lat 37) uczęszczał regularnie na rehabilitację przez okres 18 miesięcy, wykorzystując kule podczas chodu aż do szesnastego tygodnia rehabilitacji. Stwierdzony wskaźnik BMI $>30 \text{ kg/m}^2$ wskazywał na otyłość. Chorzy o inicjałach: S.K. (48 lat) i D.Z. (50 lat) uczęszczali nieregularnie i za krótko na rehabilitację. Chore o inicjałach D.P. (41 lat) i E.Sz. (45 lat), mimo regularnych sesji terapeutycznych, nie odbudowały siły mięśniowej stawu kolanowego. U chorej D.P. przyczyną deficytu mięśnia czworogłowego mógł być wysięk, który pojawił się w trzecim miesiącu rehabilitacji. Jak pokazują badania, wysięk wielkości 20-60 ml skutkuje 30-40-sto procentową redukcją maksymalnego momentu siły prostowników [70]. Chory o inicjałach F.J. (58 lat), przez długi okres rehabilitacji (do dwudziestego tygodnia) korzystał z kul, co mogło wpłynąć niekorzystnie na uzyskany przez niego wynik siły mięśniowej.

Mimo pozornie oczywistego związku między częstotliwością rehabilitacji oraz czasem jej trwania a parametrami oceny siły mięśniowej, analiza statystyczna nie potwierdziła tej zależności. Jednak spośród pięciu chorych, którzy uczestniczyli w sesjach terapeutycznych raz w tygodniu lub rzadziej, niedostateczny wynik siły prostowników stwierdzono u czterech. Jeden badany uzyskał dobre wyniki siły mięśniowej, na co mogło wpłynąć uczestnictwo w rehabilitacji przed rekonstrukcją. Potwierdza to rolę jaką odgrywa systematyczne uczestnictwo w rehabilitacji dla uzyskania prawidłowej siły mięśniowej po rekonstrukcji więzadeł stawu kolanowego. Z drugiej strony, spośród czternastu osób, które zadeklarowały regularne uczestnictwo w sesjach terapeutycznych, niedostateczne wyniki prostowników stwierdzono u sześciu chorych. Jednym z elementów, który mógł wpłynąć na niedostateczną siłę mięśniową (mimo udziału w sesjach terapeutycznych) jest wyższy wiek badanych w tej grupie (27-58 lat), który najczęściej wiąże się z mniejszą motywacją do pracy, niższymi oczekiwaniami co do efektów leczenia oraz gorszymi warunkami do gojenia się tkanek. Kolejnym czynnikiem utrudniającym przebieg

procesu rehabilitacji może być nadwaga. Spośród sześciu chorych uczestniczących regularnie w rehabilitacji a wykazujących niedostateczną siłę mięśniową u czterech wskaźnik BMI był ≥ 30 kg/m².

W porównaniu z grupą kontrolną wartości siły mięśniowej w grupie badanej są istotnie niższe zarówno dla prostowników jak i zginaczy stawu kolanowego. Zgodnie z przyjętą skalą niedostateczne wartości siły mięśniowej stwierdziłam również w grupie kontrolnej. Niedostateczne wartości momentu siły prostowników w stosunku do masy ciała w grupie kontrolnej prezentowało 17,9% natomiast niedostateczne wartości momentu siły zginaczy w stosunku do masy ciała 14,3% badanych.

7.3. Wyniki badań chorych, których nie uwzględniono w analizie statystycznej

Wyniki trzech chorych nie zostały uwzględnione w analizie statystycznej ze względu na uszkodzenie przeszczepu lub niekompletność badań.

U chorego o inicjałach A.K. stwierdzono badaniem rezonansu magnetycznego całkowite przerwanie ciągłości więzadła krzyżowego przedniego, do którego doszło w wyniku urazu. Chory zgłaszał uczucie niestabilności operowanego stawu kolanowego a niestabilność mechaniczną potwierdziły wyniki testu Lachmana oraz testu szuflady przedniej. Deficyt zgięcia wynosił 30°. Badany otrzymał w ocenie FMS 13 punktów a siła mięśniowa mięśnia czworogłowego i mięśni kulszowo-goleniowych była na poziomie dostatecznym. W badaniu subiektywnym chory osiągnął wynik dostateczny zarówno dla skali wg Lysholma i formularza IKDC. Badany uczęszczał na rehabilitację przed zabiegiem i miesiąc po zabiegu operacyjnym, czyli nie zrealizował pełnego programu rehabilitacji pooperacyjnej.

Chory o inicjałach K.W. nie czuł się na siłach, aby przystąpić do badań oceny siły mięśniowej i wzorców ruchowych FMS. W ocenie subiektywnej uzyskał wynik dostateczny dla formularza IKDC oraz wynik dobry dla skali wg Lysholma. W badaniu klinicznym, badanie artrometrem potwierdziło stabilność mechaniczną operowanego stawu a deficyt zgięcia wynosił 10°. U chorego zastosowano konserwatywny model postępowania pooperacyjnego z unieruchomieniem kończyny na sześć tygodni w szynie bez obciążania, głównie ze względu na wskaźnik BMI=40 kg/m². Badany odstawił kule dopiero po czternastu tygodniach. Rehabilitacja trwała 6 miesięcy dwa

razy w tygodniu, co stanowi zbyt krótki okres. Podczas rehabilitacji chory nie wykonywał ćwiczeń na niestabilnym podłożu.

Chory o inicjałach A.P. został wyłączony z analizy statystycznej ze względu na uszkodzenie przeszczepu ACL. W badaniu siły mięśniowej stwierdzono nieprawidłowe wartości zarówno dla zginaczy jak i prostowników w obrębie operowanej i zdrowej kończyny dolnej. Badanie kliniczne ujawniło brak stabilności mechanicznej, deficyty zakresu ruchu oraz niedostateczne wyniki oceny subiektywnej. Chory ze względów finansowych nie uczestniczył w rehabilitacji pooperacyjnej.

7.4. Wpływ zastosowanej metody leczenia na siłę mięśniową „zdrowej” kończyny dolnej

W badanym materiale uzyskano poprawę siły mięśniowej zarówno prostowników jak i zginaczy stawu kolanowego w obrębie zdrowej kończyny dolnej. Różnice nie były jednak istotne statystycznie. Mogłoby to sugerować, że pobranie ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych ze zdrowej kończyny dolnej nie wpływa niekorzystnie na ich odległą siłę mięśniową. Jednak po porównaniu wyników siły mięśniowej zdrowej kończyny dolnej z grupą kontrolną stwierdziłam istotne różnice dotyczące siły mięśniowej zginaczy stawu kolanowego.

Badanie Ohkoshi'ego i wsp. nie wykazało również istotnych różnic między siłą zginaczy stawu kolanowego przed pobraniem ścięgna ST a siłą zginaczy rok po zabiegu [65]. Oceny siły zginaczy przed i po pobraniu ścięgien ST i GR ze zdrowej kończyny w celu rekonstrukcji ACL dokonał również Yasuda. Po roku siła zginaczy stawu kolanowego wróciła do wartości wyjściowej [98]. Fukubayashi wraz z wsp. [30] oceniali zginacze stawu kolanowego z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego. Stwierdzili kompensacyjny przyrost mięśni zginaczy, których nie wykorzystano na przeszczepy. Komplikacji związanych z pobraniem materiału na przeszczepy ze zdrowej kończyny nie stwierdzili Zhoa [101] i Ibrahim [40].

Biorąc pod uwagę uzyskane wyniki i dane z piśmiennictwa można stwierdzić, że pobranie ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych wpływa na zmniejszenie siły zginaczy stawu kolanowego o czym świadczą niższe wartości niż w grupie kontrolnej. Pozwala jednak na powrót siły mięśniowej do wartości sprzed zabiegu.

7.5. Zależność oceny klinicznej i wyników siły mięśniowej

Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała brak korelacji między oceną subiektywną a mechaniczną stawu kolanowego. W badaniach stabilności mechanicznej chora, która uzyskała wynik niedostateczny w teście szuflady przedniej, osiągnęła wynik doskonały dla skali wg Lysholma i dobry dla formularza subiektywnej oceny stawu kolanowego IKDC 2000. Spośród dostępnych badań oceniających chorych po rekonstrukcji wielowięzadłowej stawu kolanowego Mariani przedstawił najlepszy wynik oceny subiektywnej wg Lysholma przy stosunkowo dużej niestabilności mechanicznej 28,5 % [55]. Brak zależności wykazali również inni autorzy na grupie chorych z uszkodzeniami wielowięzadłowymi jak i izolowanymi uszkodzeniami więzadeł krzyżowych [15, 26, 84]. Sytuacją potwierdzającą powyższe spostrzeżenia jest brak objawów niestabilności i dobre wyniki funkcjonalne u niektórych chorych, mimo uszkodzenia więzadła ACL określanych w literaturze jako coopers [82]. Oznacza to, że uzyskanie stabilności mechanicznej jest niewystarczające do osiągnięcia dobrej oceny subiektywnej stawu kolanowego. Williams i wsp. [93] analizowali różnice między chorymi z uszkodzonym ACL należącymi do coopers i noncoopers. Stwierdzili w grupie coopers prawidłową morfologię i funkcję mięśnia czworogłowego, zbliżoną do zdrowych badanych z grupy kontrolnej. Zależność między siłą mięśniową a oceną subiektywną potwierdziła również przeprowadzona na potrzeby niniejszej pracy analiza. Badani, którzy uzyskali wyższe wyniki siły mięśniowej, oceniali się lepiej w badaniu subiektywnym. Chorzy prezentujący siłę mięśniową prostowników na poziomie minimum dobrym uzyskali dobre i bardzo dobre wyniki formularza subiektywnej oceny kolana IKDC.

7.6. Ocena siły mięśniowej przed i po operacyjnej rekonstrukcji więzadeł

Pierwszy etap przeprowadzonej analizy wykazał wysoką dodatnią korelację między siłą mięśnia czworogłowego przed zabiegiem a odległym wynikiem w badaniu kontrolnym. Eitzen i wsp. ustalili, że siła mięśnia czworogłowego stanowi istotny czynnik prognozujący odległą funkcję stawu kolanowego po zabiegu rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Istniejące przed zabiegiem deficyty siły mięśniowej mogą się utrzymywać na długo po zakończeniu rehabilitacji. Według Eitzen i wsp. przed przystąpieniem do rekonstrukcji siła mięśnia czworogłowego powinna być utrzymana na poziomie 80% siły kończyny zdrowej [24]. Również Shelbourne

i Johnson wykazali związek między przedoperacyjną siłą mięśnia czworogłowego a odległym wynikiem siły mięśniowej. Dokonali podziału pięciuset czterdziestu chorych z niewydolnym więzadłem ACL na dwie grupy pod względem przedoperacyjnej siły mięśnia czworogłowego. W grupie, w której deficyt siły mięśniowej między kończynami był mniejszy niż 10% uzyskano znacznie wyższe wyniki po dwóch latach, w porównaniu do grupy z deficytem powyżej 35% [82]. W badanym materiale, trzech spośród jedenastu chorych charakteryzowało się przedoperacyjną siłą mięśnia czworogłowego przekraczającą poziom 80% siły zdrowej kończyny dolnej. Dwóch spośród nich uzyskało po upływie dwóch lat lepsze wyniki siły mięśnia czworogłowego w obrębie operowanej niż zdrowej kończyny dolnej. Nie stwierdzono natomiast zależności między siłą mięśni kulszowo-goleniowych przed zabiegiem rekonstrukcji a odległym wynikiem w badaniu kontrolnym. W celu wyciągnięcia jednoznacznych wniosków co do znaczenia przedoperacyjnej siły mięśnia czworogłowego w prognozowaniu odległej funkcji stawu kolanowego należałoby przeprowadzić badania na większej grupie chorych.

7.7. Wpływ rehabilitacji przedoperacyjnej na siłę mięśniową prostowników i zginaczy stawu kolanowego

W przedstawionym materiale chorzy z grupy, która uczestniczyła w rehabilitacji przed zabiegiem rekonstrukcji więzadeł uzyskali w badaniu kontrolnym lepsze wyniki zarówno siły mięśniowej jak i subiektywne. Istotna statystycznie różnica dotyczyła jedynie siły mięśnia czworogłowego oraz stosunku procentowego siły zginaczy do prostowników (Flx/Ext Ratio%). Wskaźnik był niższy w grupie uczestniczącej w rehabilitacji i wskazywał na przewagę prostowników, co potwierdza znaczenie prostowników dla oceny subiektywnej stawu kolanowego. Grupy te były jednorodne pod względem wieku, jednak zróżnicowane ze względu na płeć. W grupie, która nie uczestniczyła w rehabilitacji przedoperacyjnej, cztery spośród sześciu osób stanowiły kobiety, w drugiej grupie znalazła się jedna kobieta na trzynastu badanych. Uzyskane wyniki maksymalnego momentu siły mięśnia czworogłowego w grupach wyodrębnionych na podstawie uczestnictwa w rehabilitacji przedoperacyjnej porównano z normami uwzględniającymi wiek i płeć badanych, opublikowanymi przez Harbo i wsp. Zgodnie z normami w grupie, która uczestniczyła w rehabilitacji, prawidłowy wynik siły mięśniowej prostowników uzyskano u jedenastu z trzynastu badanych (84%), natomiast w drugiej grupie

u dwóch z sześciu badanych (33%). Spośród ośmiu osób, które wróciły do aktywności sprzed urazu aż siedmiu badanych należało do grupy uczestniczącej w rehabilitacji przed zabiegiem rekonstrukcji. Większość programów rehabilitacji przedoperacyjnej nakierowanych jest na uzyskanie pełnego zakresu ruchu stawu kolanowego, mało uwagi poświęca się ćwiczeniom siły mięśniowej [40]. Jak pokazują wyniki, uzyskanie prawidłowej siły mięśnia czworogłowego przed zabiegiem może być kluczowe dla osiągnięcia dobrych wyników funkcjonalnych i odzyskania pełnej sprawności. Proces rehabilitacji powinien zacząć się już przed przystąpieniem do zabiegu rekonstrukcji. Eksperyment przeprowadzony przez Eitzen na chorych z uszkodzonym więzadłem krzyżowym miał na celu ocenę wpływu dziesięciu sesji terapeutycznych obejmujących ćwiczenia zakresu ruchu, siły mięśniowej, plyometryczne oraz ćwiczenia kontroli nerwowo-mięśniowej na funkcję stawu kolanowego z uszkodzonym ACL. Pięciotygodniowy program wpłynął istotnie na poprawę siły mięśniowej, funkcji oraz oceny subiektywnej chorych z uszkodzonym ACL [23]. W świetle uzyskanych wyników i dostępnej literatury wskazanym byłoby uzyskanie przed przystąpieniem do zabiegu rekonstrukcji prawidłowego zakresu ruchu i siły mięśniowej na poziomie 80% zdrowej kończyny.

7.8. Protokół rehabilitacyjny po rekonstrukcji wielowięzadłowej

<p>0-4tyg.</p>	<ul style="list-style-type: none"> – Orteza z podpórką pod goleń – Obciążanie w granicach tolerancji z użyciem dwóch kul. <p>Bezpośrednio po zabiegu kontakt stopy z podłożem Zakres ruchu zgięcia 0-60°</p>	<ul style="list-style-type: none"> – Profilaktyka przeciwobrzękowa – Edukacja – Uruchamianie rzepki – Pasywne ćwiczenia prostowania i zginania stawu kolanowego w leżeniu przodem – Odwodzenie, przywodzenie, zgięcie stawu biodrowego w leżeniu tyłem – Rozciąganie m. trójgłowego łydki – Ćwiczenia izometryczne mm. pośladkowych, m. czworogłowego, m. trójgłowego łydki – Uruchamianie stawu skokowego – Jazda na rowerze zdrową kończyną – Ćwiczenia propriocepcji w odciążeniu
-----------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

<p>4-6 tyg.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Orteza z podpórką pod goleń poza domem - Obciążanie do 50 % (2 kule) - Zakres ruchu zgięcia 0-90° 	<ul style="list-style-type: none"> - Mobilizacja rzepki - Pasywne ćwiczenia wyprost i zgięcia stawu kolanowego w leżeniu przodem - Ćwiczenia wyprost w zamkniętym łańcuchu kinematycznym - Rozciąganie mm. kulszowo-goleniowych i m. trójgłowego łydki - Ćwiczenia izometryczne mm. pośladkowych, m. czworogłowego, m. trójgłowego łydki - Ćwiczenia czynne stawu biodrowego z taśmą w staniu na zdrowej kończynie - Ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym w leżeniu tyłem i siadzie 0-60° (np. wciskanie piłki w ścianę) - Ćwiczenia propriocepcji z częściowym obciążaniem (np. w siadzie na piłce, w siadzie z operowaną kończyną na niestabilnym podłożu) - Ćwiczenia wyprost w otwartym łańcuchu kinematycznym 30-75° - Rower stacjonarny bez obciążenia - Ćwiczenia wzmacniające m. trójgłowy łydki z taśmą - Ćwiczenia „Core stability” - Nauka prawidłowego obciążania operowanej kończyny
<p>6-10 tyg.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Pełne obciążanie (1 kula) - Po spełnieniu kryteriów (minimum 100° zgięcia, dobra kontrola m. czworogłowego, prawidłowy wzorzec chodu) odstawienie kul - Zakres ruchu zgięcia 0-130° 	<ul style="list-style-type: none"> - Ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (np. przysiady w zakresie 0-60°, wchodzenie na podest, wypady) - Ćwiczenia wyprost stawu kolanowego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym - Ćwiczenia czynne stawu biodrowego z taśmą w staniu na operowanej i zdrowej kończynie - Ćwiczenia propriocepcji w pełnym obciążeniu na stabilnym

		<p>i niestabilnym podłożu</p> <ul style="list-style-type: none"> – Rozciąganie m. kulszowo-goleniowych, m. łydki i m. czworogłowego uda – Ćwiczenia wyprost w otwartym łańcuchu kinematycznym 30-90° – Ćwiczenia „Core stability” – Wspięcia na palce (heel raises) – Nauka prawidłowego obciążania i wzorca chodu
10-14 tyg.		<ul style="list-style-type: none"> – Ćwiczenia wyprost stawu kolanowego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym z taśmą – Ćwiczenia zgięcia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym: przysiady 0-75°, wchodzenie na podest, wyciskanie nogami, przysiady jednonóż, wypady w różnych kierunkach, – Rozciąganie m. kulszowo-goleniowych, m. łydki i m. czworogłowego – Ćwiczenia wyprost w otwartym łańcuchu kinematycznym 30-90° rezygnacja w przypadku objawów bólowych ze strony stawu rzepekowo-udowego) – Ćwiczenia propriocepcji na niestabilnym podłożu, jednonóż i obunóż, przysiady jednonóż, obunóż – Jazda na rowerze spinningowym z obciążeniem – Ćwiczenia zgięcia w otwartym łańcuchu kinematycznym – od dwunastego tygodnia – Ćwiczenia „Core stability”
14-24 tyg.	<ul style="list-style-type: none"> – Funkcjonalna orteza podczas aktywności 	<ul style="list-style-type: none"> – Ćwiczenia plyometryczne: skoki obunóż, skoki jednonóż – Marszobieg, bieg, ćwiczenia zmiany kierunku ruchu, – Oporowe ćwiczenia zgięcia i wyprost w otwartym łańcuchu

		<p>kinematycznym 90-30° Ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym z obciążeniem do 50% masy ciała: wypadki z obciążeniem, przysiady z obciążeniem</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ćwiczenia „Core stability” - Zaawansowane ćwiczenia związane z daną dyscypliną sportową - Ćwiczenia dynamicznej stabilizacji: złożone ruchy wykonywane w kilku płaszczyznach, angażujące mięśnie stabilizujące staw kolanowy, np. wypad wprzód z rotacją tułowia - Rozciąganie m. kulszowo-goleniowych, m. trójgłowego łydki i m. czworogłowego
6-12 miesięcy Badanie: FMS Biodex	<ul style="list-style-type: none"> - Funkcjonalna orteza podczas aktywności - Kryteria powrotu do sportu: <p>Ocena izokinetyczna 80% strony przeciwnej, uzyskanie siły mięśniowej na poziomie odpowiadającym dostępnym normom 14 punktów w ocenie FMS Satysfakcjonujące wyniki oceny klinicznej.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Dobór ćwiczeń uzależniony od wyników badań. Odpowiednie ćwiczenia dla poprawy jakości wzorców FMS, siły mięśniowej, kontrolni nerwowo-mięśniowej, dynamicznej stabilizacji. - Program biegowy: sprint, bieg tyłem.

7.9. Wartość kliniczna skali funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych

Ocena wzorców ruchowych według protokołu FMS nie była wykorzystywana do oceny funkcjonalnej chorych po uszkodzeniach wielowięzadłowych stawu kolanowego. Dotychczasowe badania z zastosowaniem oceny FMS realizowane były w grupie strażaków, piłkarzy oraz zdrowych osób, w których służyła ona oszacowaniu ryzyka odniesienia kontuzji. Celem mojej pracy było wykorzystanie protokołu FMS do oceny funkcji chorych po rekonstrukcji wielowięzadłowej i określenie jej wartości klinicznej. W badaniach dwunastu chorych uzyskałam medianę 13,5 punktów wyniki poszczególnych badanych wyniosły od 9 do 17 punktów. Za prawidłowy uznaje się wynik ≥ 14 punktów, który w przedstawionym przeze mnie materiale uzyskało 50% badanych. W badaniach przeprowadzanych przez Sullivan'a i wsp. na populacji osób zdrowych uzyskano wyższą medianę, 16 punktów, a wartość powyżej 14 pkt. osiągnęło 69% badanych [86]. W przedstawionym przeze mnie materiale mężczyźni w porównaniu do kobiet uzyskali lepsze wyniki dla testu „pompka” oraz „przysiady”. Dla pozostałych testów mediana nie różniła się znacząco, jednak w testach wymagających większej elastyczności mięśniowej jak „zgięcie biodra” czy „ruchomość obręczy barkowej” czterech mężczyzn otrzymało najniższe wyniki po 1 punkcie. Powyższe spostrzeżenia potwierdziły badania Kiblera i Sullivanna. Wraz z wiekiem obniża się siła i elastyczność mięśni oraz stabilność, stąd porównanie grupy chorych w wieku do 35 lat z grupą 35+ pozwoliło na potwierdzenie wyższych wartości oceny wzorców ruchowych w grupie osób młodych.

Analiza statystyczna wykazała wysoką korelację między oceną FMS a oceną subiektywną IKDC oraz między oceną FMS a siłą mięśnia czworogłowego uda. Spośród sześciu chorych z wynikiem powyżej 14 punktów, czterech oceniło się bardzo dobrze subiektywnie, dwóch uzyskało doskonałą i bardzo dobrą siłę mięśnia czworogłowego a trzech powróciło do aktywności ruchowej sprzed urazu. Spośród chorych, którzy uzyskali poniżej 14 punktów, ocena subiektywna była na poziomie dobrym i dostatecznym, siła mięśniowa na poziomie dostatecznym i niedostatecznym a do aktywności sprzed urazu powrócił 1 badany. W literaturze nie ma prac analizujących związek między oceną FMS a izokinetyczną siłą mięśniową oraz między FMS a oceną subiektywną stawu kolanowego. Dane dotyczące korelacji między siłą mięśniową a testami funkcjonalnymi są rozbieżne, co wynika z różnic w metodyce, populacji poddanej badaniom oraz sposobie oceny wyników. Większość

dostępnych badań potwierdziła istnienie zależności między siłą mięśnia czworogłowego a oceną funkcjonalną stawu kolanowego (skok jednonóż, trójskok, skok pionowy) [62, 69, 92]. Ostenberg wraz z wsp. wykazali słabą korelację między testami funkcjonalnymi a izokinetyczną siłą mięśniową ocenioną dla prędkości 60°/s i 180°/s u zdrowych stu jeden piłkarek. W przeprowadzonej analizie uwzględnili wysokość, masę ciała oraz wiek badanych [69]. Istnienie korelacji między maksymalnym momentem siły prostowników, testami funkcjonalnymi oraz oceną subiektywną potwierdził Wilk wraz z wsp. u pięćdziesięciu chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Badania przeprowadził dla wyższych prędkości kątowych 180°/s i 300°/s a do oceny funkcji zastosował wskaźnik symetrii [92]. Hamilton wraz z wsp. potwierdzili istnienie korelacji między testem trójskoku a siłą mięśniową ocenioną dla prędkości 60°/s i 300°/s zarówno dla zginaczy jak i prostowników u czterdziestu zdrowych badanych [34]. Zależność między skokiem jednonóż oraz skokiem pionowym a siłą mięśniową prostowników potwierdzili również Blackburn i Morrissey [62]. Korelacja była wyższa dla siły mięśniowej ocenionej w warunkach zamkniętego łańcucha kinematycznego niż otwartego. W porównaniu do testów funkcjonalnych stosowanych dotychczas po rekonstrukcji więzadeł ocena FMS umożliwia jakościową ocenę poszczególnych wzorców ruchowych. Prawidłowe wykonanie poszczególnych wzorców ruchowych wymaga od badanego optymalnej równowagi między ruchomością a stabilnością stawów. Na przykład do wykonania przysiadu niezbędne są: zgięcie grzbietowe stopy w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, zgięcie w stawie biodrowym i kolanowym, wyprost kręgosłupa piersiowego oraz zgięcie i odwiedzenie w stawie barkowym. Brak zakresu ruchu któregoś ze stawów, zmniejszenie elastyczności i długości mięśni kulszowo-goleniowych oraz niedostateczna aktywacja mięśnia czworogłowego uda mogą skutkować niską oceną wzorca przysiadu [67]. W przedstawionym materiale chorzy, którzy wygenerowali niskie wartości maksymalnego momentu siły prostowników uzyskali niską ocenę dla testu przysiadu 0 lub 1 punkt. Badany o inicjałach B.T., który jako jedyny otrzymał maksymalną punktację w teście przysiadu, uzyskał bardzo dobry wynik siły mięśnia czworogłowego. Ocena punktowa nie daje jednoznacznej odpowiedzi, co do przyczyny uniemożliwiającej prawidłowe wykonanie wzorca, dlatego powinna być uzupełniona o badanie zakresu ruchów w poszczególnych stawach i badanie manualne mięśni.

Niewątpliwą zaletą metody są małe nakłady finansowe i możliwość realizacji badań w krótkim czasie. Wykonywane wzorce ruchowe angażują cały narząd ruchu w ekstremalnych pozycjach, co umożliwia wykrycie asymetrii i deficytów niezauważalnych podczas wykonywania prostszych zadań ruchowych. Wysoki stopień zgodności wśród oceniających $ICC=0,98$ oraz między poszczególnymi badaniami $ICC=0,92$ czyni metodę FMS rzetelnym narzędziem oceny [68]. Stwierdzona wysoka korelacja oceny FMS i siły mięśnia czworogłowego, stwarza możliwość wykorzystywania jej w sytuacji, kiedy nie ma dostępu do aparatury oceniającej siłę mięśniową. Nie powinna być jednak wykorzystywana zamiennie, natomiast stanowić uzupełnienie dotychczas stosowanych narzędzi oceny chorego po rekonstrukcji więzadeł stawu kolanowego. Jej przeprowadzenie przed przystąpieniem do ostatniego etapu rehabilitacji pozwoli na zindywidualizowanie procesu usprawniania chorego. Decyzja o jej przeprowadzeniu należy do lekarza prowadzącego i fizjoterapeuty. Korekcja asymetrii i deficytów jest szczególnie istotna dla chorych chcących powrócić do aktywności sportowej.

8. WNIOSKI

1. Jednoczasowa rekonstrukcja więzadeł stawu kolanowego z wykorzystaniem autologicznych przeszczepów pobranych z mięśni kulszowo-goleniowych z następową rehabilitacją, umożliwia uzyskanie dobrej stabilności mechanicznej oraz odzyskanie prawie pełnego zakresu ruchu stawu kolanowego u większości badanych.
2. U chorych po rekonstrukcji więzadeł uzyskana siła mięśniowa prostowników stawu kolanowego jest istotnie niższa w porównaniu do zdrowej kończyny jak i grupy kontrolnej. Siła mięśniowa zginaczy stawu kolanowego nie wykazała istotnych różnic w porównaniu do zdrowej kończyny, natomiast istotne różnice dotyczyły grupy kontrolnej, co najprawdopodobniej wynika z pobrania przeszczepów.
3. Chorzy, którzy uzyskali wyższe wartości siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego byli bardziej zadowoleni z efektów leczenia.
4. Rehabilitacja przedoperacyjna pozwoliła na uzyskanie siły mięśniowej prostowników na poziomie grupy kontrolnej. Nie wpłynęła natomiast na odległą ocenę kliniczną.
5. Wynik oceny funkcjonalnej wzorców ruchowych koreluje z wynikami oceny siły mięśniowej oraz zadowoleniem chorych z leczenia i jest ważnym uzupełnieniem badania klinicznego stawu kolanowego.

9. STRESZCZENIE/ABSTRACT

Uszkodzenia wielowięzadłowe stawu kolanowego definiowane są jako uszkodzenia przynajmniej dwóch więzadeł odpowiedzialnych za jego stabilizację: więzadła krzyżowego przedniego, krzyżowego tylnego, pobocznego piszczelowego, pobocznego strzałkowego. W stawie pozbawionym więzadeł rozwija się niestabilność mechaniczna a w związku ze zniszczeniem mechanoreceptorów i wolnych zakończeń nerwowych, w które to więzadła są bogato zaopatrzone, upośledzone zostają zwrotne reakcje nerwowo mięśniowe, co prowadzi do rozwoju niestabilności funkcjonalnej. O ile zabieg operacyjny umożliwia odtworzenie mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego, przywrócenie stabilności funkcjonalnej jest zadaniem rehabilitacji pooperacyjnej. Jej nadrzędnym celem jest uzyskanie prawidłowego poziomu siły mięśniowej mięśni stawu kolanowego, bez generowania niekorzystnych sił ścinających na antagonistycznie działające przeszczepy więzadła krzyżowego przedniego i tylnego.

Celem pracy było określenie wpływu jednoczasowej rekonstrukcji wielowięzadłowej oraz rehabilitacji pooperacyjnej na odległą funkcję stawu kolanowego.

Do badań przystąpiło 22 chorych operowanych w latach 2005-2009 z powodu przewlekłej złożonej niestabilności stawu kolanowego. U wszystkich chorych przeprowadzono artroskopową rekonstrukcję uszkodzonych więzadeł z wykorzystaniem ścięgien mięśni półścięgnistego i smukłego. Chorzy zostali poddani badaniu po upływie minimum 24 miesięcy od zabiegu. Badanie składało się z: oceny klinicznej, oceny izokinetycznej prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz oceny funkcjonalnej wzorców ruchowych. Uzyskane wyniki zostały porównane do zdrowej kończyny (kontrola wewnętrzna), norm dostępnych w literaturze oraz grupy kontrolnej. Dodatkowo 12 chorych uczestniczyło w badaniach przed przystąpieniem do zabiegu, w celu oceny siły mięśniowej przed i po zabiegu rekonstrukcji. Ocena kliniczna obejmowała badanie zakresu ruchu przy pomocy goniometru, badanie stabilności mechanicznej przy pomocy artrometru „Rolimeter” firmy „Aircast” a także ocenę subiektywną z wykorzystaniem skali Lysholm oraz formularza subiektywnej oceny stawu kolanowego IKDC2000.

Jednoczasowa rekonstrukcja więzadeł stawu kolanowego z wykorzystaniem autologicznych przeszczepów pobranych z mięśni kulszowo-goleniowych z następową rehabilitacją, umożliwia uzyskanie dobrej stabilności mechanicznej oraz odzyskanie prawie pełnego zakresu ruchu stawu kolanowego u większości badanych.

Po 24 miesiącach od rekonstrukcji siła mięśniowa prostowników stawu kolanowego była istotnie niższa w porównaniu do zdrowej kończyny dolnej jak i grupy kontrolnej. Chorzy, którzy osiągnęli lepsze wyniki oceny izokinetycznej prostowników stawu kolanowego, byli bardziej zadowoleni z leczenia. Uzyskali również wyższą punktację dla skali funkcjonalnej oceny wzorców ruchowych (Functional Movement Screen).

Słowa kluczowe: ocena izokinetyczna stawu kolanowego, rehabilitacja pooperacyjna, rekonstrukcja wielowięzadłowa stawu kolanowego, ocena funkcjonalna wzorców ruchowych.

ABSTRACT

Functional assessment of knee joint after multiple ligament reconstruction and postsurgical rehabilitation

Multiple ligament knee injuries are defined as disruption of at least 2 out of 4 major ligaments responsible for the stabilization of knee: anterior cruciate ligament, posterior cruciate ligament, medial collateral ligament, lateral collateral ligament. In the joint deprived of ligaments, there develops a mechanical instability. Moreover, due to the destruction of mechanoreceptors, significant components of ligaments, neuromuscular control of the sensorimotor system gets impaired and this consequently leads to a functional joint instability. Even if the surgery enables the reconstruction of mechanical stability of the knee joint, the post-surgical rehabilitation is required in order to restore the functional stability. Restoring the muscle strength without generating the averse shear forces towards antagonistically acting transplants of anterior cruciate and posterior cruciate ligaments is a fundamental purpose of the rehabilitation.

The research material consisted of 22 patients who underwent surgery due to the chronic complex knee joint instability in the period between 2005 and 2009. The arthroscopic reconstruction of damaged ligaments using the tendons of semitendinosus and gracilis muscles was carried out on all patients.

Patients underwent the control tests after 24 months following the surgery. The tests consisted of clinical assessment, isokinetic assessment of extensors and flexors of knee joint as well as the assessment of movement patterns according to the Functional Movement Screen (FMS) protocol. The results were compared to the uninjured leg (internal control), the norms specified in the literature and the control group. Additionally, 12 of the examined patients participated in the study prior to the surgery in order to evaluate effectiveness of the treatment more precisely. Clinical assessment included the study of motion range by the means of goniometer, mechanical stability of knee joint with the use of the Rolimeter arthrometer (brand of Aircast) as well as the subjective assessment of the knee joint ailment according to the Lyholm Scale and revised subjective scoring IKDC2000. Furthermore, in order to prepare the rehabilitation protocol, the patients were asked to fill in the questionnaire.

The multiple ligament reconstruction with only autologous hamstring grafts, as presented here, provides favourable mechanical knee joint stability and restoring range of motion in major of patients. As compared to the control group and uninjured side, there has been significantly lower values of extensors muscle strength in the group of the examined. Patients with more favorable results from their isokinetic extensor muscle assessment of the treated knee, have achieved better results at the follow-up. Moreover, they have also obtained better scoring according to the scale of Functional Movement Screen (FMS).

Key words: isokinetic assessment of knee joint, postoperative rehabilitation, multiple ligament reconstruction, Functional Movement Screen.

10. SPIS RYCIN I TABEL

Ryc. 1 Wzajemne relacje jakie zachodzą między więzadłami krzyżowymi w różnych ustawieniach kątowych stawu kolanowego. Wraz ze wzrostem zgięcia w stawie kolanowym przebieg włókien ACL (grubsza linia przerywana) zmienia swoją orientację z pionowej na poziomą w stosunku do linii stawu. Odwrotnie reaguje PCL (cienka linia przerywana) a- w wyproście b- w zgięciu $<90^\circ$ c- w zgięciu 90° d- w zgięciu $>90^\circ$ [28].

Ryc. 2 Wyprost stawu kolanowego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Q- wektor działania siły mięśnia czworogłowego, Qa- składowa pozioma, Qb- składowa pionowa [8].

Ryc. 3 Schemat obrazujący zależność między stabilnością mechaniczną a funkcjonalną stawu z uszkodzonym więzadłem. W stawie pozbawionym więzadeł rozwija się niestabilność mechaniczna a w związku ze zniszczeniem mechanoreceptorów i wolnych zakończeń nerwowych upośledzone zostają zwrotne reakcje nerwowo - mięśniowe, co prowadzi do rozwoju niestabilności funkcjonalnej [42].

Ryc. 4 Wprowadzenie drutu Kirshnera z oczkiem służącego do wciągnięcia przeszczepu PCL do kanału kostnego (przedruk za uprzejmą zgodą autora dr n. med. Kingi Ciemnieńskiej).

Ryc. 5 Zrekonstruowane więzadła krzyżowe stawu kolanowego (przedruk za uprzejmą zgodą autora dr n. med. Kingi Ciemnieńskiej).

Ryc. 6 Radiogram przednio-tylny i boczny stawu kolanowego po operacji rekonstrukcji więzadeł krzyżowych z widocznymi blaszkami mocującymi przeszczep

Ryc. 7 Pozycja osoby badanej oraz stabilizacja podczas testu izokinetycznego stawu kolanowego.

Ryc. 8 Przysiad badanego z deską pomiarową pod piętami.

Ryc. 9 Przejście przez przeszkodę.

Ryc. 10 Klęk jednonóż w wykroku.

Ryc. 11 Ocena ruchomości kompleksu barkowego. Prawa kończyna górna w zgięciu, odwiedzeniu, rotacji zewnętrznej. Lewa kończyna górna w wyproście, przywiedzeniu, rotacji wewnętrznej.

Ryc. 12 Zgięcie prawego stawu biodrowego z wyprostowanym stawem kolanowym.

Ryc. 13 Pompka z dłońmi na wysokości czoła.

Ryc. 14 Klęk podparty na prawej kończynie górnej i lewej kończynie dolnej.

Tabela 1. Charakterystyka grupy badawczej.

Tabela 2. Charakterystyka podstawowych cech somatycznych badanych poddanych analizie statystycznej [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Tabela 3. Kryteria oceny poszczególnych wzorców ruchowych.

Tabela 4. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu siły mięśniowej przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe) i zakres].

Tabela 5. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł.

Tabela 6. Wyniki analizy korelacji między parametrami oceny siły mięśniowej przed i po zabiegu rekonstrukcji więzadeł.

Tabela 7. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu klinicznym dla wszystkich chorych [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Tabela 8. Testowanie istotności różnic parametrów oceny klinicznej między zdrową a operowaną kończyną dolną. Zastosowano test kolejności par Wilcoxona.

Tabela 9. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu klinicznym z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przed zabiegiem [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Tabela 10. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu izokinetycznym dla wszystkich chorych oraz w grupie kontrolnej [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Tabela 11. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej między grupą kontrolną a badaną. Zastosowano test t-Studenta dla zmiennych niepowiązanych.

Tabela 12. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej u badanych chorych między kończynami. Zastosowano test t-Studenta dla zmiennych powiązanych.

Tabela 13. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w badaniu izokinetycznym z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przed zabiegiem [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres].

Tabela 14. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej między grupami różniącymi się uczestnictwem w rehabilitacji przedoperacyjnej. Zastosowano test t-Studenta dla zmiennych niepowiązanych, *test t-Studenta z osobną estymacją wariancji.

Tabela 15. Testowanie istotności różnic parametrów oceny siły mięśniowej między grupą kontrolną a grupą, która uczestniczyła w rehabilitacji przedoperacyjnej. Zastosowano test t-Studenta dla zmiennych niepowiązanych.

Tabela 16. Wartość współczynnika korelacji Pearsona pomiędzy parametrami oceny siły mięśniowej a parametrami oceny klinicznej.

Tabela 17. Charakterystyki podstawowe zmiennych dotyczące rehabilitacji [średnia, {mediana}, (odchylenie standardowe), zakres]; *zmienna jakościowa scharakteryzowana na podstawie mody i liczności mody.

Tabela 18. Wartość współczynnika korelacji rang Spearmana pomiędzy parametrami oceny siły mięśniowej a czasem rozpoczęcia obciążania kończyny.

Tabela 19. Charakterystyki podstawowe dla zmiennych uzyskanych w ocenie wzorców ruchowych dla wszystkich badanych (N=12) oraz z podziałem na grupy pod względem uczestnictwa w rehabilitacji przedoperacyjnej.

Tabela 20. Wartość współczynnika korelacji rang Spearmana między oceną wzorców ruchowych FMS a parametrami oceny siły mięśniowej i oceny subiektywnej.

11. PIŚMIENNICTWO

1. Ageberg E.: Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation – using the anterior cruciate ligament – injured knee as model. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002; 12: 205-212.
2. Andriacchi T.P., Dyrby C.O.: Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *Journal of Biomechanics.* 2005; 38: 293–298.
3. Azar F.M.: Surgical treatment of ACL/PCL/medial-side knee injuries. *Oper Tech Sports Med.* 2003; 11(4): 248-256.
4. Barber S.D., Noyes F.R., Mangine R.E., McCloskey J.W., Hartman W.: Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clin Orthop Relat Res.* 1990; 255: 204–214.
5. Behm D.G., Drinkwater E.J., Willardson J.M., Cowley P.M.: The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2009: 91-108.
6. Beynon B.D., Johnson R.J., Fleming B.C., Stankewich C.J., Renstrom P.A., Nichols C.E.: The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. *Am J Sports Med.* 2007; 25(6): 823-829.
7. Bodor M.: Quadriceps protects the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2000; 19(4): 629-633.
8. Bochenek A., Reicher M.: *Anatomia człowieka. Tom 1.* Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa 2007.
9. Brown D.E., Neumann R.D.: *Sekrety Ortopedii.* Elsevier Urban & Partner. Wrocław 2006.
10. Brown L.E.: *Isokinetics in human performance.* Human Kinetics 2000.

11. Butler R.J., Plisky P.J., Southers C., Scoma C., Kiesel K.B.: Biomechanical analysis of the different classifications of the Functional Movement Screen deep squat test. *Sport Biomech.* 2010; 9(4): 270–279.
12. Chan K.M., Maffulli N., Korkia P.: Principles and practice of isokinetics in sports medicine and rehabilitation. Williams & Wilkins Asia-Pacific Ltd. 1996; 1: 1-8.
13. Chhabra A., Cha P.S., Rihn J.A.: Surgical management of knee dislocations. *Surgical technique: J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87(1): 1–21.
14. Chuang T.Y., Ho W.P., Hsieh P.H., Yu S.W., Chen Y.J., Chen Ch. H.: One-stage posterior cruciate ligament inlay reconstruction combining anterior cruciate ligament reconstruction following knee dislocation. *Arthroscopy* 2006; 22(3): 339-339.
15. Ciemniewska K.: Ocena funkcji stawu kolanowego po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Rozprawa doktorska 2009.
16. Cohen M., Astur D.C., Branco R.C., Campos Fernandes R., Arliani G., Jalikjian W., Golano P.: Morphology of the medial collateral ligament of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011; 19: 1614–1619.
17. Cook G.: Movement: Functional Movement Systems—Screening, Assessment, Corrective Strategies. On Target Publications. Aptos 2010.
18. Davies G.: A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques. Wydanie IV. S&S Publishers. Onalaska 1992.
19. Delos D., Warren R.F., Marx R.G.: Multiligament Knee Injuries and Their Treatment. *Oper Tech Sports Med.* 2010; 18: 219-226.
20. Edson C.J., Fanelli G.C.: The Multiple ligament injured knee. Springer-Verlag. New York 2004.
21. Edson C.J.: Postoperative rehabilitation of the multiple-ligament reconstructed knee. *Oper Tech Sports Med.* 2003; 11(4): 294-301.

22. Edson C.J., Fanelli G.C., Beck J.D.: Rehabilitation after multiple-ligament reconstruction of the knee. *Sports Med Arthrosc.* 2011; 19(2): 162-166.
23. Eitzen I., Moksnes H., Snyder-Mackler L., Risberg A.R.: A Progressive 5-Week Exercise Therapy Program Leads to Significant Improvement in Knee Function Early After Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(11): 705-721.
24. Eitzen I., Holm I., Risberg M.A.: Preoperative quadriceps strength is a significant predictor of knee function 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med.* 2009; 43: 371–376.
25. Elkousy H.A., Harner Ch.D.: ACL/PCL reconstruction: the role of double-bundle PCL reconstruction. *Oper Tech Sports Med.* 2003; 11(4): 286-293.
26. Fanelli G.C., Edson C.J., Beck J.D.: How I Treat the Multiple-Ligament Injured Knee. *Oper Tech Sports Med.* 2010; 18: 198-210.
27. Fanelli G.C., Edson C.J.: Arthroscopically Assisted Combined Anterior and Posterior Cruciate Ligament Reconstruction in the Multiple Ligament Injured Knee: 2- to 10-Year Follow-Up. *Arthroscopy.* 2002; 18(7): 703–714.
28. Fanelli G.C., Orcutt D.R., Edson C.J.: The multiple-ligament injured knee: evaluation, treatment, and results. *Arthroscopy.* 2005; 21(4): 471- 486.
29. Fanelli G.C., Beck J.D., Edson C.J., Combined PCL-ACL lateral and medial side injuries: treatment and results. *Sports Med Arthrosc.* 2011; 19(2): 120-130.
30. Fukubayashi T., Ikeda K., Niitsu M.: Changes in muscle volume after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons. 1994; 20: 124-128.
31. Gibbon S.G.T., Comerford M.J.: Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orthopaedic Division Review.* 2001: 21-27.
32. Gioftsidou A., Ispirlidis I., Pafis G., Malliou P., Bikos C., Godolias G.: Isokinetic strength training program for muscular imbalances in professional soccer players. *Sport Sci Health.* 2008; 2: 101–105.

33. Goradia V.K., Grana W.A., Pearson S.E.: Factors associated with decreased muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon grafts. *Arthroscopy*. 2006; 22 (1): 80-88.
34. Hamilton R.T., Shultz S.J., Schmitz R.J., Perrin D.H.: Triple Hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power. *J Athl Training*. 2008; 43(2): 144-151.
35. Harbo T., Brincks J., Henning A.: Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2012; 1(112): 267-275.
36. Harilainen A., Sandelin J.: Post-operative use of knee brace in bone-tendon-bone patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction: 5-year follow-up results of a randomized prospective study. *Scand J Med Sci Sports*. 2006; 16(1): 14-8.
37. Harner D.C., Waltrip L.R., Bennett H., Kimberly A.F., Cole B., Irrgang J.J.: Surgical management of Knee Dislocation. *J Bone Joint Surg Am*. 2004; 86(2): 262-274.
38. Hibbs A.E., Thompson K.G., French D., Wrigley A., Spears I.: Optimizing Performance by Improving Core Stability and Core Strength. *Sports Medicine*. 2008; 38(12): 995-1008.
39. Hodges P.W., Richardson C.A.: Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*. 1997; 77:132-142.
40. Ibrahim S.A., Ahmad F.H., Salah M., Khalid A.I., Misfer A.R., Ghaffer S.A., Khirat S.: Surgical Management of Traumatic Knee Dislocation. *Arthroscopy*. 2008; 24: 178-187.
41. Irrgang J.J., McGinty G., Pezzullo D.: Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clin Biomech*. 2000; 15:160-166.
42. Janda V.: Assessment and treatment of muscle imbalance. *Human Kinetics* 2010.

43. Jenkins P.J., Clifton R., Gillespie G.N., Will E.M., Keating J.F.: Strength and function recovery after multiple-ligament reconstruction of the knee. *Injury*. 2011; 1-4.
44. Juris P.M., Phillips E.M., Chantell D.C., Edwards C., Gotlin R.S., Kane D.: A Dynamic Test of Lower Extremity Function Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997; 26(4): 184-191.
45. Karataglis D., Bisbinas I., Green M.A., Learmonth D.J.: Functional outcome following reconstruction in chronic multiple ligament deficient knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006; 14: 843–847.
46. Kibler W.B., Press J., Sciascia A.: The role of core stability in athletic function. *Sports Med*. 2006; 36(3): 189-198.
47. Koga H., Muneta T., Yagishita K., Ju Y., Sekiya I.: Surgical management of grade 3 medial knee injuries combined with cruciate ligament injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012; 20: 88–94.
48. Lautamies R., Harilainen A., Kettunen J., Sandelin J., Kujala U.M.: Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008; 16:1009–1016.
49. Lephart S.M., Fu F.H.: Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics*. 2000.
50. Levy B.A., Dajani K.A., Whelan D.B., Stannard J.P., Fanelli G.C., Stuart M.J., Boyd J.L., MacDonald P.A., Marx R.G.: Decision making in the multiligament injured knee- An evidence based systematic review. *Arthroscopy*. 2009; 25(4): 430-438.
51. Magee D.J.: *Orthopedic Physical Assessment*. 2006; 12: 661-763.

52. Magnussen R.A., Riboh J.C., Moorman C.T.: How we manage the multiple ligament injured (dislocated) knee. *Opern Tech Sport Med.* 2010; 18(4): 211-218.
53. Manske R.C.: *Postsurgical Orthopedic Sports Rehabilitation: Knee and Shoulder.* 2006; 16: 279-317.
54. Manske R.C., Hosseinzadeh P., Giangarra C.E.: Multiple Ligament Knee Injury: Complications. *N Am J Sports Phys Ther.* 2008; 3(4): 226-233.
55. Mariani P.P., Margheritini F., Camillieri G.: One-stage arthroscopically assisted anterior and posterior cruciate ligament. *Arthroscopy.* 2001; 17(7): 700-707.
56. Markolf K.L., Bargar W.L., Shoemaker S.C., Amstutz H.C.: The role of joint load in knee stability. *J Bone Joint Surg.* 1981; 63: 570-585.
57. Mattacola C.G., Perrin D.H., Gansneder B.M., Gieck J.H., Saliba E.N., McCue F.C.: Strength, Functional Outcome, and Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Athl Train.* 2002; 37(3): 262–268
58. Mendiguchia J., Ford K.R., Quatman C.E., Alentorn-Geli E., Hewett T.E.: Sex Differences in Proximal Control of the Knee Joint. *Sports Medicine* 2011; 41(7): 541-557.
59. Minicki K.I., Kiesel K.B., Burton L., Taylor A., Plisky P., Butler R.J.: Interrater reliability of the functional movement screen. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(2): 479–486.
60. Monaco E., Labianca L., Maestri B., De Carli A., Conteduca F., Ferretti A.: Instrumented measurements of knee laxity: KT-1000 versus navigation *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009; 17: 617–621.
61. Mook R.W., Miller D.M., Diduch R.D., Hertel J., Boachie-Adjei Y., Hart M.J.: Multiple-Ligament Knee Injuries: A Systematic Review of the Timing of Operative Intervention and Postoperative Rehabilitation. *J Bone Joint Surg Am.* 2009; 91(7): 2946-2957.

62. Morrissey M.C., Hooper D.M., Drechsler W.I, Hill H.J.: Relationship of leg muscle strength and knee function in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*. 2004; 14: 360–366.
63. Myers T.W.: Taśmy anatomiczne. Meridiany Mięśniowo-Powięziowe dla Terapeutów Manualnych i Specjalistów Leczenia ruchem. Wydanie drugie. DB Publishing. Warszawa 2010.
64. Noyes F.R., Barber S.D., Mangine R.E.: Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med*. 1991; 19(5): 513–518.
65. Ohkoshi Y, Inoue Ch, Yamane S, Hashimoto T, Ishida R. Changes in muscle strength properties caused by harvesting of autogenous semitendinosus tendon for reconstruction of contralateral anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 1998; 14(6): 580-584.
66. Ohkoshi Y., Yasuda K., Kaneda K., Wada T., Yamanaka M.: Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *Am. J. Sports Med*. 1991; 19(6): 605-611.
67. Okada T., Huxel K.C., Nesser T.W.: Relationship between core stability functional movement and performance. *J Strength Cond Res*. 2011; 25(1): 252-261.
68. Onatet J.A., Dewey T., Kollock R.O., Thomas K.S., Van Lunen B.L., DeMaio M., Ringleb S.I.: Real-time intersession and interrater reliability of the functional movement screen. *J Strength Cond Res*. 2012; 26(2): 408–415..
69. Ostenberg A., Roos E., Ekdahl C., Roos H.: Isokinetic knee extensor strength and functional performance in healthy female soccer players. *Scand J Med Sci Sports*. 1998; 8(5): 257–264.
70. Palmieri R.M., Ingersoll Ch., Edwards J.E., Hoffman M.A., Stone M.B., Babington J.P., Cordova M.L., Krause B.A.: Arthrogenic Muscle Inhibition Is Not Present in the Limb Contralateral to a Simulated Knee Joint Effusion. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003; 82(12): 910-916.

71. Palmieri-Smith R.M., Thomas A.C., Wojtys E.M.: Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction. *Clin Sports Med.* 2008; 27(3): 405-424.
72. Parisaux M., Boileau P., Desnuelle C.: Isokinetic evaluation of the knee flexor muscles after anterior cruciate ligament reconstruction using gracilis and semitendinosus tendon grafts. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 2004; 1: 33-39.
73. Piontek T., Ciemnińska K., Szulc A.: Zwinięcie kolana - rekonstrukcja wszystkich uszkodzonych więzadeł stawu kolanowego - technika operacyjna. *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.* 2008; 73(5): 289-296.
74. Prentice W.E.: *Rehabilitation techniques for sport medicine and athletic training.* McGraw-Hill. New York 2004.
75. Robertson A., Nutton R.W., Keating J.F.: Dislocation of the knee. *J Bone Joint Surg.* 2006; 88(B): 706-711.
76. Schneiders A.G., Davidsson L., Hörman E., Sullivan S.J.: Functional movement screen normative values in a young, active population. *Int J Sports Phys Ther.* 2011; 6(2):75-82.
77. Schoene M., Spengler C., Fahrbacher B., Hartmann J., Melnyk M., Friemert B.: The reliability of a method for measuring the anterior cruciate ligament-hamstring reflex: an objective assessment of functional knee instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009; 17: 1107–1116.
78. Schofer M.D., Peterlein C.D., Fuchs-Winkelmann S., Kortmann H.R.: Arthroskopisch assistierter simultaner vorderer und hinterer Kreuzbandersatz. *Unfallchirurg.* 2008; 111: 703–710.
79. Schuster A.J., Wachtl S.W., McGurty D.W., Jakob R.P.: A new mechanical testing device for measuring anteroposterior knee laxity. *Am J Sports Med* 2004; 32(7):1731-1735.
80. Scott W.: Rehabilitation of the Multiple Ligament Injured Knee: Techniques in Knee Surgery 2011; 10(1): 2–10.

81. Sharrock C., Cropper J., Mostad J., Johnson M., Malone T.: A pilot study of core stability and athletic performance: Is there a relationship? *Int J Sports Phys Ther.* 2011; 6(2): 63–74.
82. Shelbourne K.D., Johnson B.C.: Effects of Patellar Tendon Width and Preoperative Quadriceps Strength on Strength Return After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Ipsilateral Bone–Patellar Tendon–Bone Autograft. *Am J Sports Med.* 2004; 32(6): 1474-1478.
83. Silkman C., McKeon J.: The Effect of Preoperative Quadriceps Strength on Strength and Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Sport Rehabil.* 2012; 21: 89-93.
84. Strobel M.J., Schulz M.S., Petersen W.J., Eichhorn H.J.: Combined anterior cruciate ligament, posterior cruciate ligament, and posterolateral corner reconstruction with autogenous hamstring grafts in chronic instabilities. *Arthroscopy.* 2006; 22(2): 182-192.
85. Subbiah M., Vivek P., Sharath K.R., Sripathi R.: Staged arthroscopic reconstructive surgery for multiple ligament injuries of the knee. *J Orthop Surg Res.* 2011;19(3): 297-302.
86. Sullivan S.J., Schneiders A.G., Davidsson A., Hörman E.: Functional movement screen normative values in a young, active population. *IJSPT* 2011; 6(2): 75-82.
87. Sun L., Ning Z.J., Zhang H., Tian M., Ning T.M.: Multiple-ligament injured knee. *Chin J Traumatol.* 2006; 9(6): 365-373.
88. Trzaskoma Z., Trzaskoma Ł.: Kompleksowe zwiększanie siły mięśniowej sportowców. *Biblioteka Trenera.* Warszawa 2001.
89. Tzurbakis M., Diamantopoulos A., Xenakis T., Georgoulis A.: Surgical treatment of multiple knee ligament injuries in 44 patients: 2–8 years follow-up results. *Knee Surg Sport Tr A.* 2006; 14(8): 739-749.
90. Washler D.C., Becker J.R., Dexter J.G., Blevins F.T.: Reconstruction of the anterior and posterior cruciate ligaments after knee dislocation. *Results*

- using fresh-frozen nonirradiated allografts. *Am J Sports Med.* 1999; 27(2): 189-196.
91. Wilk K.E., Brotzman S.B.: *Rehabilitacja ortopedyczna. Tom 2*, red A. Dziak. Elsevier Urban & Partner. Wrocław 2008.
 92. Wilk K.E., Romaniello W.T., Soscia S.M., Arrigo C.A., Andrews J.R.: The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994; 20(2): 60–73.
 93. Williams G.N., Snyder-Mackler L., Barrance P.J, Buchanan T.S.: Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury: a differential response in copers versus non-copers. *J Biomech.* 2005; 38(4): 685-93.
 94. Willson J.D., Dougherty C.P., Ireland M.L., McClay Davis.: Core stability and Its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005; 13: 316-325.
 95. Xergia S.A., McClelland J.A., Kvist J., Vasiliadis H.S., Georgoulis A.D.: The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4–24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011; 19(5): 768-780.
 96. Yack H.J., Riley L.M., Whieldon T.R.: Anterior tibial translation during progressive loading of the acl-deficient knee during weight-bearing and nonweight-bearing isometric exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994; 20(5):247-252.
 97. Yasuda K., Kitamura N., Kondo E., Hayashi R., Inoue M.: One-stage anatomic double-bundle anterior and posterior cruciate ligament reconstruction using the autogenous hamstring tendons. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009; 17: 800–805.
 98. Yasuda K., Tsujino J., Ohkoshi Y., Tanabe Y.: Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med* 1995; 23: 706-714.

99. Zembaty A.: Kinezyterapia. Tom I: Zarys podstaw teoretycznych i diagnostyka kinezyterapii. Kasper. Kraków 2002.
100. Zazulak B.T., Hewett T.E., Reeves N.P., Goldberg B., Cholewicki J.: Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *Am J Sports Med.* 2007; 35(7): 1123-1130.
101. Zhao J., He Y., Wang J.: Simultaneous arthroscopic reconstruction of the anterior and posterior cruciate ligaments with autogenous hamstring tendons. *Arthroscopy.* 2006; 22(5): 497-504.

12. ZAŁĄCZNIKI

Załącznik 1

Polska wersja formularza subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego wg Lysholma

Punktowa ocena stawu kolanowego wg Lysholma

utykanie	brak.....	5
	niewielkiego stopnia.....	3
	obecne.....	0
stosowanie kul łokciowych	nie.....	5
	jedna kula lub laska.....	3
	chodzenie przy asekuracji dwóch kul.....	0
przeskakiwanie / blokowanie	nie.....	15
	przeskakiwanie, nie blokowanie.....	10
	blokowanie okresowe.....	6
	blokowanie częste.....	2
	blokowanie przy badaniu.....	0
niestabilność/ uczucie „uciekania nogi”	nigdy.....	25
	rzadko.....	20
	często podczas ćwiczeń.....	15
	często podczas normalnej aktywności.....	10
	zawsze.....	0
ból	nie.....	25
	niewielkiego stopnia.....	20
	obecny podczas wysiłku.....	15
	obecny po więcej niż 2 km marszu.....	10
	obecny po mniej niż 2 km marszu.....	5
	stale.....	0
wysięki	nie.....	10
	rzadko podczas wysiłku.....	6
	często podczas wysiłku.....	2
	stale.....	0
wchodzenie po schodach	bez problemu.....	10
	z niewielką trudnością.....	5
	po jednym stopniu.....	2
	niemożliwe.....	0
przysiad	bez problemu.....	5
	z niewielką trudnością.....	4
	do 90° zgięcia w kolanie.....	2
	niemożliwe.....	0

Załącznik 2

Polska wersja formularza subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego IKDC 2000

Formularz subiektywnej oceny kolana 2000 IKDC

Dolegliwości:

Badany ocenia dolegliwości na najwyższym poziomie aktywności, na którym uważa, że mógłby działać bez istotnych dolegliwości mimo, że zwykle nie wykonuje aktywności na tym poziomie.

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

oznaczne wysiłki takie jak skoki lub obroty (np. jak w koszykówce czy piłce nożnej)

oznaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej jazdy na nartach, gry w tenisa

umiarkowane aktywności jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht

olekkiego typu aktywności jak spacer, praca domowa, praca wokół domu

nie jestem w stanie wykona którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

2. Jak często odczuwałeś/aś ból w ciągu ostatnich 4 tygodni lub od uszkodzenia?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

nigdy stale

3. Jak ciężki jest ból, gdy go odczuwasz?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

nie ma bólu najgorszy z możliwych

4. W ciągu ostatnich 4 tygodni lub od czasu uszkodzenia jak sztywne lub spuchnięte było twoje kolano?

nie było

lekko

średnio

znacznie

niezwykle silnie

5. Jaki jest najwyższy poziom aktywności, jaki potrafisz osiągnąć bez istotnego obrzęku twojego kolana?

oznaczne wysiłki takie jak skoki lub obroty (np. jak w koszykówce czy piłce nożnej)

oznaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej jazdy na nartach, gry w tenisa

umiarkowane aktywności jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht

olekkiego typu aktywności jak spacer, praca domowa, praca wokół domu

nie jestem w stanie wykona 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 kolana?

tak

nie

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

oznaczne wysiłki takie jak skoki lub obroty (np. jak w koszykówce czy piłce nożnej)

oznaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej jazdy na nartach, gry w tenisa

umiarkowane aktywności jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht

olekkiego typu aktywności jak spacer, praca domowa, praca wokół domu

nie jestem w stanie wykona którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

Aktywność sportowa

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

oznaczne wysiłki takie jak skoki lub obroty (np. jak w koszykówce czy piłce nożnej)

oznaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej jazdy na nartach, gry w tenisa

umiarkowane aktywności jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht

olekkiego typu aktywności jak spacer, praca domowa, praca wokół domu

nie jestem w stanie wykona którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

9. Czy twoje kolano pozwala na:

	bez trudności	sprawia drobne trudności	sprawia trudności	sprawia poważne trudności	niemożliwe
a. wchodzenie po schodach	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. schodzenie po schodach	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. klękanie na przedniej powierzchni kolana	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. kucanie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. siadanie ze zgiętym kolanem	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. wstawanie z krzesła	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. bieg w przód	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. skakanie i lądowanie na operowanej kończynie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. szybkie zatrzymywanie się i starowanie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Funkcja stawu kolanowego

10. Jak oceniałbyś/oceniałybyś funkcję swojego kolana w skali 0 do 10 gdy 10 oznacza doskonałą funkcję w czasie aktywności sportowej, a 0 oznacza niezdolność przeprowadzenia zwykłych, codziennych czynności?

Funkcja przed uszkodzeniem kolana:

Nie jestem w stanie wykonywać codziennych czynności	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Bez ograniczeń
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
codziennych czynności												

Załącznik 3

Kwestionariusz zawierający pytania dotyczące zastosowanej rehabilitacji.

I. Pytania dotyczące rehabilitacji przed zabiegiem operacyjnym (jeśli dotyczy)

1. Czy przed zabiegiem uczęszczał Pan/i na rehabilitację:

Tak gdzie..... jak
długo..... Nie

II. Pytania dotyczące rehabilitacji po rekonstrukcji więzadeł

2. Jak długo uczęszczał Pan/i na rehabilitację po rekonstrukcji więzadeł:

- a) 3 miesiące
- b) 6 miesięcy
- c) 12 miesięcy
- d) Inna.....
-

3. Jak często odbywały się sesje terapeutyczne:

- a) Raz na 2 tyg.
- b) Raz w tyg.
- c) 2 razy w tyg.
- d) 3 razy w tyg.
- e) Inna.....
-

4. Gdzie przeprowadzona została rehabilitacja:.....
.....

5. Kiedy rozpoczął Pan/i obciążanie operowanej kończyny, z wykorzystaniem 2 kul:

- a) Częściowo od razu po zabiegu, kontakt stopy z podłożem
- b) Po 2 tyg.
- c) Po 4 tyg.
- d) Po 6 tyg.
- e) Inna.....
-

6. Czy nosił Pan/Pani Ortezę z podparciem tylnym: tak nie

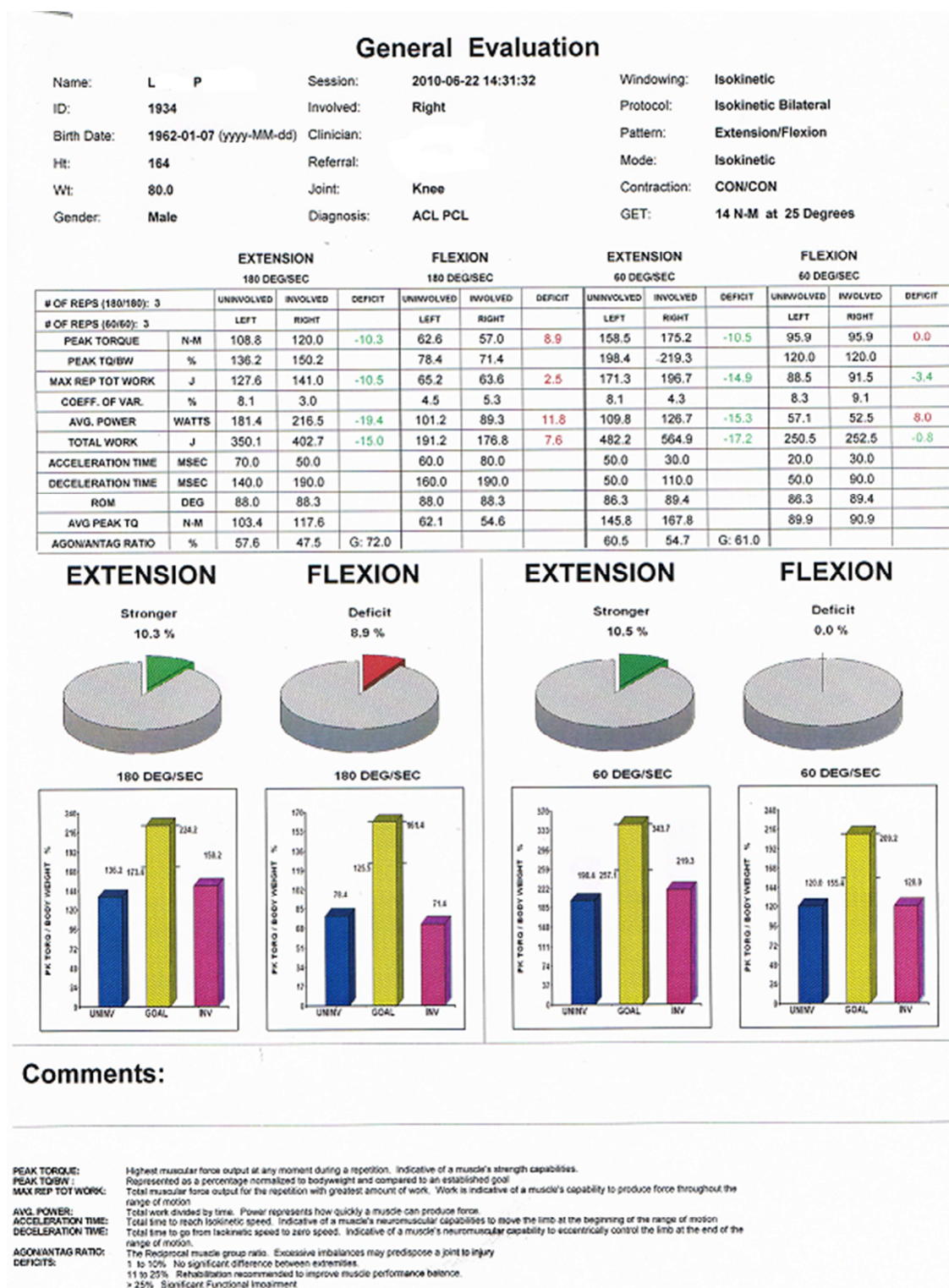
7. Jak długo nosił Pan/i Ortezę w ciągu dnia..... w
nocy.....

8. Kiedy odstawił Pan/i kule:

- a) 4 tyg.
- b) 6 tyg.

Załącznik 4

Ocena izokinetyczna mięśni



General Evaluation

Name:	L P	Session:	2010-06-22 14:31:32	Windowing:	Isokinetic
ID:	1934	Involved:	Right	Protocol:	Isokinetic Bilateral
Birth Date:	1962-01-07 (yyyy-MM-dd)	Clinician:		Pattern:	Extension/Flexion
Hi:	164	Referral:		Mode:	Isokinetic
Wt:	80.0	Joint:	Knee	Contraction:	CON/CON
Gender:	Male	Diagnosis:	ACL PCL	GET:	14 N-M at 25 Degrees

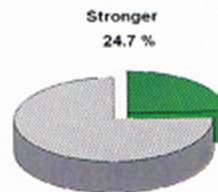
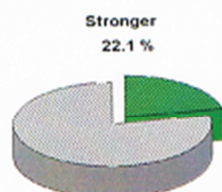
# OF REPS (300/300): 3	EXTENSION 300 DEG/SEC			FLEXION 300 DEG/SEC			EXTENSION 240 DEG/SEC			FLEXION 240 DEG/SEC			
		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
		LEFT	RIGHT		LEFT	RIGHT		LEFT	RIGHT		LEFT	RIGHT	
# OF REPS (240/240): 30													
PEAK TORQUE	N-M	78.9	96.3	-22.1	39.7	37.0	6.9	82.2	102.5	-24.7	49.6	45.6	8.2
PEAK TQ/BW	%	98.7	120.5		49.7	46.3		102.8	128.3		62.1	57.0	
MAX REP TOT WORK	J	83.6	100.9	-20.6	34.5	34.8	-0.9	97.5	116.1	-19.1	51.5	49.3	4.2
COEFF. OF VAR.	%	11.1	11.6		8.3	2.7		14.3	17.3		17.4	19.7	
AVG. POWER	WATTS	157.3	194.1	-23.4	59.2	58.8	0.7	133.1	154.8	-16.3	62.1	62.6	-0.7
TOTAL WORK	J	228.0	273.7	-20.0	94.2	98.2	-4.3	2259.6	2539.7	-12.4	1051.2	1078.3	-2.6
ACCELERATION TIME	MSEC	100.0	70.0		90.0	100.0		70.0	60.0		110.0	100.0	
DECELERATION TIME	MSEC	200.0	170.0		210.0	230.0		180.0	180.0		170.0	150.0	
ROM	DEG	88.8	88.8		88.8	88.8		89.1	89.0		89.1	89.0	
AVG PEAK TQ	N-M	77.0	91.6		34.6	34.3		68.2	76.5		37.3	36.1	
AGONIANTAG RATIO	%	50.4	38.4	G: 78.0				60.4	44.5	G: N/A			

EXTENSION

FLEXION

EXTENSION

FLEXION

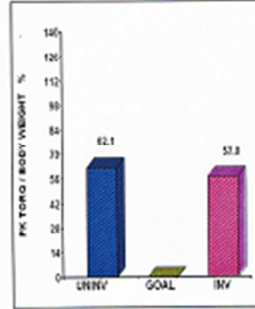
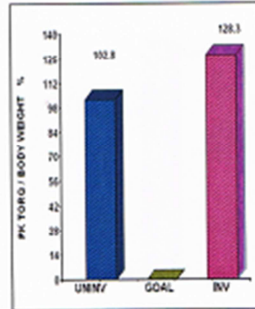
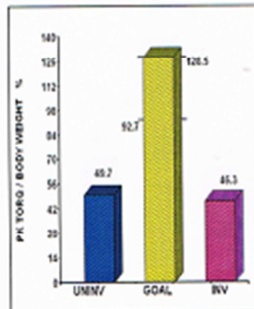
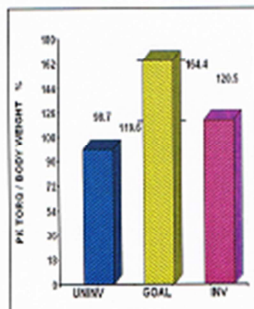


300 DEG/SEC

300 DEG/SEC

240 DEG/SEC

240 DEG/SEC



Comments:

PEAK TORQUE: Highest muscular force output at any moment during a repetition. Indicative of a muscle's strength capabilities.
PEAK TQ/BW: Represented as a percentage normalized to bodyweight and compared to an established goal.
MAX REP TOT WORK: Total muscular force output for the repetition with greatest amount of work. Work is indicative of a muscle's capability to produce force throughout the range of motion.
AVG. POWER: Total work divided by time. Power represents how quickly a muscle can produce force.
ACCELERATION TIME: Total time to reach isokinetic speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capabilities to move the limb at the beginning of the range of motion.
DECELERATION TIME: Total time to go from isokinetic speed to zero speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capability to eccentrically control the limb at the end of the range of motion.
AGONIANTAG RATIO: The Reciprocal muscle group ratio. Excessive imbalances may predispose a joint to injury.
DEFICITS: 1 to 10% No significant difference between extremities.
 11 to 25% Rehabilitation recommended to improve muscle performance balance.
 > 25% Significant Functional Impairment

13. INDEKS SKRÓTÓW

ACL- więzadło krzyżowe przednie

AnglePkTrq [°]- wartość kąta, przy którym wygenerowano szczytową wartość maksymalnego momentu siły dla ruchów prostowania i zginania stawu kolanowego

Avg Workx Rep. [J]- średnia wartość pracy prostowników i zginaczy stawu kolanowego dla najlepszej próby

BMI- miernik otyłości [kg/m²]

CPM- szyna ciągłego ruchu biernego

Endiur. Index [%]- Indeks wytrzymałości prostowników i zginaczy stawu kolanowego

Flx/Ext ratio [%]- Stosunek procentowy szczytowych maksymalnych momentów siły zginaczy do prostowników stawu kolanowego

FMS (Functional Movement Screen)- skala oceny funkcjonalnej wzorców ruchowych [punkty]

GR- mięsień smukły

LCL- więzadło poboczne strzałkowe

Max. Power [W]- maksymalna moc prostowników i zginaczy stawu kolanowego

Max. Work xRep. [J]- maksymalna praca prostowników i zginaczy stawu kolanowego dla najlepszej próby

MCL- więzadło poboczne piszczelowe

PCL- więzadło krzyżowe tylne

Peak Torque Ext [Nm]- szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego

Peak Torque Flx [Nm]- szczytowa wartość maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego

60-Peak Torque Ext [Nm]- szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego dla prędkości 60°/s

60-Peak Torque Flx [Nm]- szczytowa wartość maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego dla prędkości 60°/s

PkTrq/weight Ext [%]- szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego

PkTrq/weight Flx [%]- szczytowa wartość maksymalnego momentu siły zginaczy stawu kolanowego

ROM- zakres ruchu [°]

ST- mięsień półścięgnisty

Total Work [J]- Całkowita praca prostowników i zginaczy stawu kolanowego w czasie testu