



Ocena wyników rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego z użyciem wszczepu z materiału syntetycznego politereftalanu etylenu

lek. med. Piotr Krawczuk

Rozprawa doktorska

Promotor pracy

dr hab. n. med. Łukasz Kubaszewski

Klinika Ortopedii Kręgosłupa Dorosłych

Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Promotor pomocniczy

dr n.med. Marta Jokiel

Katedra i Klinika Traumatologii, Ortopedii i Chirurgii Ręki,

Zakład Fizjoterapii

Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Poznań 2021

Spis treści

1. Wstęp.....	8
1.1 Wprowadzenie.....	8
1.2 Anatomia stawu kolanowego	9
1.3 Biomechanika.....	16
1.3.1 Biomechanika stawu kolanowego	16
1.3.2 Propriocepcja.....	19
1.4 Ocena kliniczna stawu kolanowego	21
1.4.1 Ocena zakresu ruchu i statycznej siły mięśniowej	21
1.4.2 Kliniczna ocena jakościowa niestabilności przednio-tylnej	22
1.4.3 Ocena biomechaniczna.....	23
1.4.4 Ocena propriocepcji	26
1.4.5 Subiektywna ocena funkcji stawu kolanowego.....	27
1.4.6 Testy oceny funkcjonalnej.....	28
1.5 Uszkodzenie ACL	29
1.5.1 Uwagi ogólne	29
1.5.2 Technika operacyjna.....	31
1.5.3 Źródło przeszczepu	31
1.5.4 Umocowanie przeszczepu	35
1.5.5 Materiały syntetyczne w rekonstrukcji ACL.....	35
2. Założenia i cele badawcze pracy	40
2.1 Założenia	40
2.2 Cele pracy.....	41
2.2.1 Cel główny pracy	41
2.2.2 Cele szczegółowe pracy	41
3. Materiał	42
3.1 Charakterystyka badanych grup	42

3.2. Kryteria wykluczenia	42
3.3. Leczenie operacyjne	43
3.3.1 Kwalifikacja przedoperacyjna.....	43
3.3.2. Technika operacyjna.....	44
3.3.3. Usprawnianie pooperacyjne	52
4. Metodyka badań	54
4.1. Aspekty etyczne prowadzonych badań.....	54
4.2. Badanie kliniczne	54
4.3 Ocena biomechaniczna.....	59
4.4 Metodyka oceny propriocepcji - badanie czucia pozycji stawu.....	61
4.5 Analiza statystyczna	63
5. Wyniki	64
5.1 Badanie kliniczne podmiotowe – grupa badana.....	65
5.1.1 Przyczyna i mechanizm urazu, okres przed i pooperacyjny	65
5.1.2 Ocena zmiany nasilenia dolegliwości bólowych	66
5.1.3 Subiektywna ocena funkcji stawu kolanowego po operacji.....	66
5.1.4 Subiektywna ocena niestabilności.....	67
5.2. Badanie kliniczne przedmiotowe	68
5.2.1 Zakres ruchu – grupa badana	68
5.2.2 Ocena niestabilności stawów kolanowych w grupie badanej	68
5.2.3 Ilościowa ocena niestabilności z zastosowaniem aparatu Rolimeter	69
5.3. Wyniki badania biomechanicznego.....	70
5.3.1. Funkcjonalny zakres ruchu na dynamometrze Biodex System 4 Pro	70
5.3.2 Ocena parametrów biomechanicznych w ruchu wyprostu.....	71
5.3.3 Ocena parametrów biomechanicznych w ruchu zgięcia	76
5.4 Wyniki oceny czucia pozycji stawu jako składowej propriocepcji.....	82
5.4.1 Badanie czucia pozycji stawu dla 30 stopni zgięcia.....	82

5.4.2 Badanie czucia pozycji stawu dla 60 stopni zgięcia.....	83
5.5 Analiza zależności, wyniki kwestionariuszy a badanie biomechaniczne.....	84
5.5.1 Kwestionariusz UCLA	84
5.5.2 Kwestionariusz IKDC2000	86
5.5.3 Kwestionariusz Lysholma	87
5.6. Podsumowanie wyników.....	88
6. Dyskusja	89
6.1 Omówienie wyników skal subiektywnych.....	90
6.2 Omówienie wyników oceny bólu.....	94
6.3 Stabilność stawu	94
6.4 Omówienie wyników badań biomechanicznych.....	95
6.4.1 Badanie protokołem izokinetycznym i dobór stałych prędkości kątowych	95
6.4.2 Omówienie osłabienia mięśni stawu kolanowego	96
6.4.3 Porównanie wyników badań biomechanicznych w różnych metodach leczenia operacyjnego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego	97
6.4.4 Porównanie wyników badań biomechanicznych do wyników uzyskanych przez sportowców	105
6.4.5 Omówienie wyników badania ROM.....	106
6.4.6 Omówienie zależności pomiędzy wynikami badania biomechanicznego, a wynikami kwestionariuszy.....	107
6.5 Omówienie wyników badania czucia pozycji stawu.....	107
6.6 Omówienie komplikacji po wszczepieniu plecionki syntetycznej.....	111
7. Wnioski	113
8.Podsumowanie	114
9.Piśmiennictwo	115
10. Spis tabel	129
11. Spis rycin.....	131
12. Streszczenie.....	133

13. Załączniki	137
Załącznik 1 Protokół badania podmiotowego i przedmiotowego	137
Załącznik 2 Kwestionariusz IKDC 2000	138
Załącznik 3 Kwestionariusz Lysholm	141
Załącznik 4 Skala aktywności UCLA	143

Spis skrótów

AAOS SKR scale (ang. American Academy of Orthopaedic Surgeons Sports Knee Rating scale) – skala oceny funkcjonalnej kolana Amerykańskiego Towarzystwa Ortopedycznego

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

ALL (ang. antero-lateral ligament) – więzadło przednio-boczne

ARJP (ang. Active Reproduction of Joint Position) – czynne odtworzenie pozycji stawu

agon/antag ratio (ang. agonist/antagonist ratio) - stosunek momentów sił agonistów do antagonistów

BMI (ang. body mass index) – wskaźnik masy ciała

BPTB (ang. bone patella tendon bone) – przeszczep z więzadła rzepki

HG (ang. hamstring graft) – przeszczep z ścięgien mięśni grupy kulszowo-goleniowej

CBOS – Centrum Badania Opinii Społecznych

IKDC (ang. International Knee Documentation Committee) – skala oceny funkcjonalnej kolana

JPS (ang. joint position sense) – czucie ułożenia stawu

KOOS (ang. Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score) – skala oceny funkcjonalnej kolana

LAD (ang. ligament augmentation device) – system wzmacniający więzadło

LARS (ang. ligament advanced reinforcement system) – zaawansowany system wzmacniania więzadła

LCL (ang. lateral colateral ligament) – więzadło poboczne boczne (strzałkowe)

MCL (ang. medial colateral ligament) – więzadło poboczne przyśrodkowe (piszczelowe)

NRS (ang. Numerical Rating Scale) – numeryczna skala oceny bólu

NS – nieistotne statystycznie

OS – odchylenie standardowe

OUN – ośrodkowy układ nerwowy

PRJP (ang. Passive Reproduction of Joint Position) – bierne odtworzenie pozycji stawu

peak tq/bw (ang. peak torque adjusted for body weight) – maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała

PET (ang. polyethylene terephthalate) – politereftalan etylenu

PCL (ang. posterior cruciate ligament) – więzadło krzyżowe tylne

PDS (ang.) – polydioxanon

ROM (ang. range of motion) – zakres ruchomości

SANE (ang. Single Assessment Numeric Evaluation) – skala oceny funkcjonalnej

ST (łac. semitendinosus) – mięsień półścięgnisty

STIF (ang. soft tissue internal fixation) – wewnętrzne zespolenie tkanek miękkich

VAS (ang. Visual Analogue Scale) – wzrokowa analogowa skala bólu

VRS (ang. Verbal Rating Scale) – skala słowna bólu

4SHG (ang. four strand hamstring tendon graft) – czteropęczkowy przeszczep z ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych

1. Wstęp

1.1 Wprowadzenie

Charakterystyczna funkcja oraz budowa anatomiczna stawu kolanowego, a także jego znaczna wielkość (największy staw organizmu człowieka) sprawiają, że jest on szczególnie narażony na urazy (1). Pośród urazów stawu jednym z najczęstszych jest zerwanie więzadła krzyżowego przedniego (ACL). Rekonstrukcje więzadła krzyżowego przedniego są jednymi z najczęściej wykonywanych zabiegów chirurgicznych na świecie. Szacuje się, że globalnie corocznie u 2 milionów osób dochodzi do uszkodzeń ACL, tym samym ryzyko wystąpienia urazu to 1 na 3000 osób (2). Najbardziej narażonymi na uszkodzenia ACL są osoby aktywne, w młodym wieku, a co za tym idzie bardzo wymagające w kwestii zarówno efektów jak i czasu leczenia. Jest to konsekwencją współczesnego modelu uprawiania sportu, presji społecznej oraz coraz większej świadomości zdrowotnej pacjentów. Uszkodzenia ACL notuje się dwa razy częściej u osób regularnie wysoce aktywnych fizycznie, niż u osób nieuprawiających sportu.

Wieżadła krzyżowe przednie i tylne są głównymi stabilizatorami stawu kolanowego, które wraz z towarzyszącymi mięśniami i anatomicznym kształtem powierzchni stawowych odpowiadają za pełną możliwość ruchu kończyny dolnej. W ruchu biernym przemieszczania kości piszczelowej wobec kości udowej wspomagają zmianę toczenia w ślizg, a w ruchu czynnym redukują siły ścinające, hamując ślizg.

Obecnie powszechnie stosuje się techniki rekonstrukcji zerwanego ACL dzięki szybko rozwijającym się technikom artroskopowym, kiedy poprzez niewielkie cięcia tkanek do jamy stawowej wprowadza się endoskop. Taka technika zabiegu jest małoinwazyjna, bezpieczna, nie naraża okolicznych tkanek na uszkodzenia jatrogenne, usprawnia procesy gojenia i rehabilitacji, a także jest powszechnie dostępna (3, 4).

Zaniechanie leczenia u osób po urazie kolana z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego prowadzi do znacznych zmian degeneracyjnych, wtórnych uszkodzeń innych struktur jak łąkotki czy chrząstka stawowa ograniczając mobilność pacjentów i obniżając komfort życia (5, 6).

Opisy struktury więzadeł krzyżowych przednich pojawiają się już w literaturze starożytnego Egiptu, gdzie początkowo sądzono, że są elementem układu nerwowego. Pierwszy jego opis znajdujemy w Papirusie Smitha, którego powstanie datowane jest na XVII-XVI w p.n.e.

Dopiero w II wieku n.e. Galen potwierdził ich rolę w zapobieganiu nadmiernej ruchomości stawu kolanowego (7). Mimo tak wczesnej wiedzy w zakresie funkcji ACL dopiero na początku XX wieku rozpoczęto wykonywanie zabiegów jego rekonstrukcji. Początkowo stosowano przeszczepy autogenne z powięzi szerokiej, ścięgna mięśnia prostego uda czy więzadła rzepki. W latach 70-tych zaczęto popularyzować materiały egzogenne jako możliwe do wykorzystania jako wszczepy w zabiegach artroskopowych w obrębie kolana.

Po nieudanych próbach zastosowania wszczepów jedwabnych i srebrnych, ze względu na powszechne występowanie atomów węgla w organizmach żywych, kolejnym obiecującym materiałem wydawało się być włókno węglowe (8). Wyniki kliniczne nie potwierdziły jednak możliwości ich szerszego stosowania a ich właściwości mechaniczne okazały się niewystarczające, co skłoniło do dalszych poszukiwań. Obecnie na rynek wprowadzone są rozmaite produkty na bazie polimerów, pod nazwami handlowymi takimi jak: Supramid®, Teflon®, Dacron®, Proplast®, przeszczep ABC®, Kennedy-LAD®, Trevia®, Leeds-Keio (Neoligaments®), Gore-Tex®, PDS®, EULIT®, Poliflex® a także LARS® (9). Materiałem zyskującym coraz większą popularność są właśnie kompozyty z politereftalanu etylenu, do których należy LARS® (10).

Materiały syntetyczne nie są obecnie stosowane z wyboru jako przeszczep pierwotny, jednak stanowią alternatywę w szczególnych przypadkach. Poszukiwania idealnego materiału do przeszczepów ACL są wciąż prowadzone a ich stosowanie pozostaje kontrowersyjne (9).

1.2 Anatomia stawu kolanowego

Staw kolanowy jest największym stawem w organizmie człowieka. Należy do stawów zawiasowo-obrotowych, określany jest też inaczej zawiasowym zmodyfikowanym. Wyodrębnia się w nim dwie części: staw udowo-piszczelowy i rzepkowo-udowy objęte jedną torebką stawową. Powierzchnia stawowa wypukła znajduje się na kłykciach kości udowej. Kłykiec boczny w stosunku do kłykcia przyśrodkowego jest odpowiednio niższy, mniejszy, jednak w płaszczyźnie strzałkowej dłuższy. W wymiarze przednio tylnym promień zaoblenia powierzchni stawowej jest mniejszy, a krzywa poprowadzona przez powierzchnię główki stawowej stanowi łuk dążący kształtem do spirali, co w rezultacie daje obraz większego zakrzywienia w tylnej, a mniejszego, bardziej płaskiego obszaru w przedniej części powierzchni stawowej. Takie ukształtowanie sprawia, iż możliwe są ruchy obrotowe kości piszczelowej względem udowej przy zgiętym stawie kolanowym (11).

Powierzchnia przednia końca dalszego kości udowej styka się z powierzchnią stawową rzepki. Kłykie boczny i przyśrodkowy są ograniczone dogłównie jednoimiennymi nadkłykciami, a grzbietowo znajduje się rozgraniczający je dół międzykłykciowy. Na powierzchni wewnętrznej kłykcia bocznego kości udowej w obrębie dołu międzykłykciowego znajduje się przyczep proksymalny więzadła krzyżowego przedniego, na powierzchni wewnętrznej kłykcia przyśrodkowego znajduje się przyczep proksymalny więzadła krzyżowego tylnego.

Powierzchnia stawowa górna kości piszczelowej, kontaktująca się z kłykcami kości udowej, wraz z powierzchnią stawową rzepki tworzą panewkę stawu kolanowego. Panewka jest niemalże trzykrotnie mniejsza od „główki stawowej” kłykci kości udowej, a powierzchnie stawowe pokrywa warstwa chrząstki szklistej grubej na 3-6.5 mm. W związku z różną wielkością kłykci, wyodrębnić można większą, bardziej obłą i głębszą część przyśrodkową powierzchni stawowej kości piszczelowej, oraz mniej wydatną, trójkątną i płytką część boczną. Dołowi międzykłykciowemu na kości udowej odpowiada wyniosłość międzykłykciowa piszczeli, objęta od tyłu polem międzykłykciowym tylnym, gdzie przyczepia się dystalnie więzadło krzyżowe tylne, a z przodu polem międzykłykciowym przednim, gdzie odpowiednio przyczepia się dystalnie więzadło krzyżowe przednie. Z boku wyniosłości znajduje się guzek międzykłykciowy boczny, a od przyśrodka guzek międzykłykciowy przyśrodkowy.

W ścięgno mięśnia czworogłowego uda włączona jest rzepka – kość o trójkątnym kształcie, osłaniająca staw od strony przedniej, zwiększająca dźwignię siły działania na staw a także chroniąca ścięgno mięśnia czworogłowego przed nadmiernym tarcieniem o kość udową. Ma brzeg przyśrodkowy, boczny i górny oraz wierzchołek skierowany dystalnie, a także powierzchnię tylną (stawową) i przednią. Powierzchnię tylną dzieli się na pole boczne i przyśrodkowe, odpowiadające kłykciom kości udowej.

Łąkotki znajdujące się na obwodzie powierzchni stawowej mają za zadanie minimalizować nacisk, przenosić obciążenia skierowane na powierzchnie stawowe, stabilizować struktury stawowe za pomocą pogłębienia i zwiększenia powierzchni stawowej znajdującej się na kości piszczelowej. W stawie znajdują się łąkotki przyśrodkowa i boczna, mają kształt sierpowaty i otaczają powierzchnię stawową kości piszczelowej. Stanowią też przegrodę dzielącą staw na dwa piętra: górne i dolne. Tym samym przestrzeń między kością udową a łąkotkami stanowi przestrzeń odrębną od tej między łąkotkami a kością piszczelową. Zbudowane są z tkanki łącznej chrzęstnowłóknistej, która oddaje pasma przytwierdzające je do kości piszczelowej. Łąkotka mająca kontakt z większym kłykiem przyśrodkowym jest odpowiednio dłuższa, mniej zakrzywiona i szersza,

natomiast boczna jest mniejsza, jednak bardziej zakrzywiona i ma większą ruchomość.

Staw otoczony jest torebką składającą się z błony włóknistej, jednak nie w pełni, gdyż ścianę przednią stanowi ścięgno mięśnia czworogłowego uda. Właściwą torebkę stawową stanowi błona maziowa, która wyściela szczelnie od wewnątrz błonę włóknistą oraz tworzy fałdy, nazywane skrzydłowymi, z których w szczególności wymienić należy ciało tłuszczowe podrzępkowe, będące fałdem podrzępkowym zawierającym tkankę tłuszczową.

Staw kolanowy otaczają kaletki maziowe, wykazujące osobniczo zmienne połączenie z jamą stawu kolanowego. Do najważniejszych należą kaletki:

- nadrzępkowa, znajdująca się między przednią powierzchnią kości udowej a ścięgnem mięśnia czworogłowego,
- podrzępkowa głęboka leżąca pomiędzy więzadłem rzepki i przednią powierzchnią piszczeli,
- grupa kałek przedrzępkowych, w tym podskórna, podścięgnowa i podpowięziowa,
- gęsia, oddzielająca ścięgna mięśni półścięgnistego, smukłego i krawieckiego,
- podścięgnowa przyśrodkowa mięśnia brzuchatego łydki, znajdująca się pod przyczepem bliższym ścięgna głowy przyśrodkowej wyżej wymienionego mięśnia,
- podścięgnowa boczna mięśnia brzuchatego łydki,
- mięśnia półbłoniastego, znajdująca się pomiędzy ścięgnem mięśnia półbłoniastego a głową przyśrodkową mięśnia brzuchatego łydki (zwana brzuchato-półbłoniastą)
- zachyłek podkolanowy, znajdujący się między włóknami ścięgna podkolanowego.

Więzadła stawu kolanowego są podzielone na dwie grupy: wewnątrzstawowe i zewnątrzstawowe. Struktury te stabilizują staw. Pośród zewnątrzstawowych wyróżnia się:

- więzadło właściwe rzepki, przebiegające od brzegów rzepki i jej powierzchni przedniej do guzowatości kości piszczelowej, będące kontynuacją części środkowej ścięgna mięśnia czworogłowego uda,

- troczek rzepki przyśrodkowy i boczny, biegnące w sąsiedztwie rzepki w kierunku dalszym ku powierzchni przedniej kłykci odpowiednio przyśrodkowego i bocznego kości udowej, zbudowane z segmentów włókien ścięgniętych głowy bocznej i przyśrodkowej mięśnia czworogłowego uda,

- więzadło poboczne strzałkowe (LCL), przebiegające od nadkłykcia bocznego kości udowej ku powierzchni bocznej głowy kości strzałkowej; charakterystycznie niezrośnięte z torebką stawu,

- więzadło poboczne piszczelowe (MCL), wiodące od nadkłykcia przyśrodkowego kości udowej ku powierzchni górnej przyśrodkowej piszczeli,

- więzadło podkolanowe skośne, będące przedłużeniem mięśnia półbłoniastego, biegnące od kłykcia bocznego kości udowej ku powierzchni tylnej torebki stawu kolanowego,

- więzadło podkolanowe łukowate, idące od kłykcia bocznego kości udowej ku głowie kości strzałkowej.

- więzadło przednio-boczne kolana (ALL)- znajduje się na przedniobocznej stronie stawu kolanowego łącząc kość udową z kością piszczelową. Odpowiada za stabilność rotacyjną kolana zwłaszcza przy zgiętym kolanie (30-90°), wspomaga funkcję więzadła krzyżowego-przedniego

Drugą grupą są więzadła wewnętrzne, rozwojowo wpuklające się na powierzchni tylnej stawu z błony maziowej, są więc nią otoczone, co sprawia, że znajdują się we wnętrzu stawu, jednocześnie nie będąc wewnątrz jamy stawowej. Wyróżnia się:

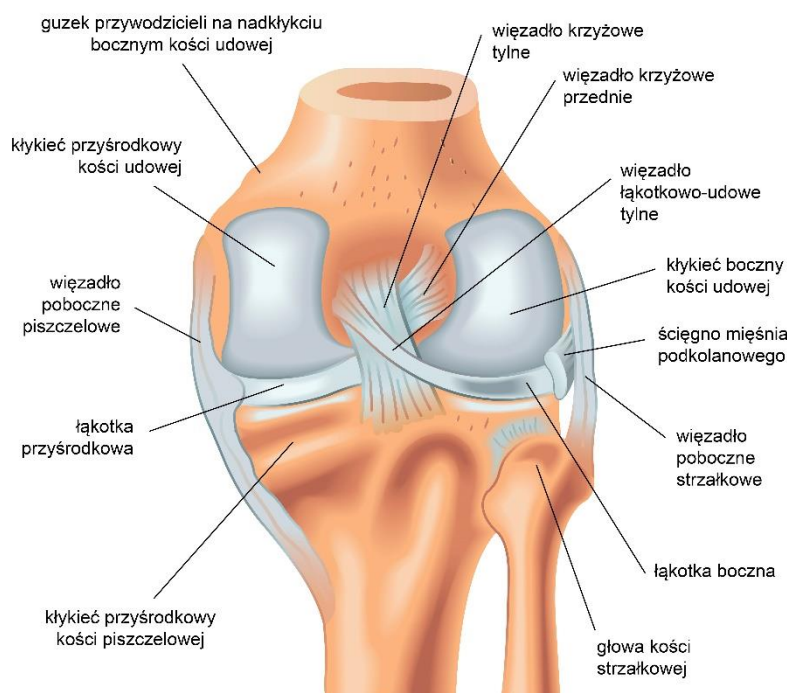
- więzadło krzyżowe przednie (ACL) podzielone jest na dwa pęczki (przednio-przyśrodkowy i tylnoboczny), biegnące od powierzchni wewnętrznej kłykcia bocznego kości udowej do pola międzykłykciowego przedniego kości piszczelowej. Mikroskopowo wykazano, iż nawet 26% pacjentów posiada więzadła krzyżowe inne niż podzielone na pęczki tylnoboczne i przednio-przyśrodkowe, to jest jednolite taśmy albo podzielone na trzy pęczki. Pęczek dodatkowy nazywany jest wówczas pośrednim. Wszystkie pęczki mają jednakowy przyczep na kości piszczelowej, do powierzchni wewnętrznej kłykcia bocznego kości udowej biegną oddzielnie, przyczepiając się w okolicę kresy rozdwojonej bocznej oraz międzykrętarzowej bocznej. Wymiary więzadła to przeciętnie 10-12 mm szerokości i 31-38 mm długości, pęczek tylnoboczny jest zwykle mniejszy i ma 5-6 mm szerokości, przednio-przyśrodkowy 6-7 mm,

Osobną grupę stanowią więzadła związane z ławkotkami:

- więzadło poprzeczne kolana - łączy ze sobą rogi przednie łąkotek
- więzadło łąkotkowo-udowe przednie- biegnie od tylnego rogu łąkotki bocznej do wewnętrznej powierzchni kłykcia przyśrodkowego kości udowej do przodu od PCL
- więzadło łąkotkowo- udowe tylne- biegnie analogicznie jak poprzednie ku tyłowi od PCL



13



Ryc. 2 Anatomia stawu kolanowego, widok z tyłu²

Unaczynienie do stawu kolanowego doprowadzają cztery główne tętnice: udowa, podkolanowa, piszczelowa przednia i piszczelowa tylna, z czego najbardziej wydajna jest tętnica podkolanowa, oddająca tętnicę środkową kolana. Pozostałe jej odgałęzienia stanowią wspólnie sieć tętniczą kolana tworząc podstawowe zaopatrzenie stawu. Te gałęzie to: tętnica górna przyśrodkowa kolana, górna boczna kolana, dolna przyśrodkowa kolana, dolna boczna kolana. Tętnica zstępująca kolana pochodzi od tętnicy udowej, a tętnica wsteczna piszczelowa przednia od tętnicy piszczelowej. Naczynia żylne prowadzące krew ze stawu uchodzą bezpośrednio do żyły odpiszczelowej i żyły strzałkowej, bądź towarzyszą naczyniom tętniczym.

Staw kolanowy unerwiają nerw strzałkowy wspólny, zasłonowy oraz piszczelowy. Za czucie głębokie odpowiadają receptory: ciała Pucciniego, odbierające opóźnienia oraz przyspieszenia w trakcie ruchu w stawie, stanowiące mechanoreceptory dynamiczne. Kąt zgięcia w stawie odbierają ciała Ruffiniego, informujące o rotacji oraz pozycji statycznej, są również aktywowane wzrostem ciśnienia wewnątrzstawowego. Najliczniejszymi mechanoreceptorami kolana są ciała Golgiego, ulegające aktywacji w położeniach granicznych. Obecne są również wrzeciona mięśniowe mające funkcję receptorów mechanicznych oraz wolne zakończenia nerwowe, aktywowane jedynie w sytuacjach alarmowych.

² Źródło: Chroma Stock (01.03.2020)

Skóra pokrywająca kolano jest unerwiona przez gałęzie skórne nerwu udowego, nerwu strzałkowego oraz przez nerw skórny uda tylny.

Receptory przekazują informację aferentnie przez rdzeń kręgowy do pnia mózgu, do ośrodków położonych głównie w obrębie jąder siatkowatych, reszta impulsów biegnie do jąder podstawy mózgu. Dzięki zakończeniom w ośrodkach korowych możliwe jest świadome regulowanie pozycji w stawie.

Ruch w stawie kolanowym zapewniany jest przez mięśnie podzielone na pięć grup. Grupa tylna mięśni grzbietowych obręczy biodrowej obejmuje mięsień pośladkowy wielki oraz napinacz powięzi szerokiej. Mięsień pośladkowy wielki prowadzi od powierzchni pośladkowej kości biodrowej, kresy pośladkowej tylnej, bocznego brzegu kości krzyżowej, brzegu kości guzicznej, więzadła krzyżowo-guzicznego, powięzi piersiowo-lędźwiowej, aż do guzowatości pośladkowej kości udowej, a pasmem biodrowo-piszczelowym dociera do kłykcia bocznego piszczeli. Napinacz powięzi szerokiej rozpoczyna się na przedzie grzebienia biodrowego i kolcu biodrowym przednim górnym i prowadzi pasmem biodrowo-piszczelowym do kłykcia bocznego kości piszczelowej.

Mięsień czworogłowy uda należy do grupy przedniej mięśni uda. Dzieli się na mięsień prosty uda, biegnący od brzegu górnego panewki stawu biodrowego i kolca biodrowego przedniego dolnego przez więzadło rzepki do guzowatości kości piszczelowej; mięsień obszerny boczny, biegnący od krętarza większego z jego powierzchni bocznej, kresy międzykrętarzowej, kresy chropawej kości udowej (warga boczna), przegrody międzymięśniowej bocznej i więzadłem rzepki do guzowatości kości piszczelowej; obszerny przyśrodkowy od kresy chropawej kości udowej (warga przyśrodkowa) biegnący wspólnie więzadłem rzepki do kości piszczelowej. W grupie przedniej mięśni uda wyróżnia się również mięsień krawiecki, rozpoczynający się na kolcu biodrowym przednim górnym i przyczepiającym się pod guzowatością piszczeli na kłykcium przyśrodkowym, oraz mięsień stawowy kolana, zakotwiczonym na przedniej 1/3 dalszej części trzonu kości udowej i kaletce nadrzepkowej.

Grupa przyśrodkowa mięśni uda podzielona jest na trzy warstwy: przednią, obejmującą mięsień grzebieniowy, przywodziciel długi i mięsień smukły; środkową, budowaną przez mięsień przywodziciel krótki i tylną, obejmującą mięsień przywodziciel wielki. Z tej grupy działa na staw kolanowy jedynie mięsień smukły, prowadzący od gałęzi kości kulszowej i gałęzi dolnej kości łonowej do powierzchni przyśrodkowej kości piszczelowej w części bliższej, pod guzowatością

piszczeli.

Z grupy tylnej mięśni uda na staw działają: mięsień półbłoniasty biegnący od guza kości kulszowej do kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej, oraz dwa mięśnie biegnące od powierzchni tylnej guza kulszowego, mięsień półścięgnisty biegnący do części górnej powierzchni przyśrodkowej piszczeli pod guzowatością piszczeli, oraz dwugłowy uda, rozpościerający się dalej na środkowej części wargi bocznej kresy chropawej i ciągnący się do głowy strzałki.

Mięśnie podudzia działające na staw kolanowy to: z warstwy powierzchownej - mięsień brzuchaty łydki, biegnący od powierzchni powyżej kłykcia przyśrodkowego i bocznego (odpowiednio głowa przyśrodkowa i boczna) kości udowej do guza piętowego, oraz mięsień podeszwowy, od powierzchni podkolanowej powyżej kłykcia bocznego kości udowej również do guza piętowego; z warstwy głębokiej - mięsień podkolanowy, biegnący od nadkłykcia bocznego kości udowej do tylnej powierzchni piszczeli ponad kresą mięśnia płaszczkowatego (12,13).

1.3 Biomechanika

1.3.1 Biomechanika stawu kolanowego

Czynność stawu kolanowego zdeterminowana jest przez rozmaite składowe, w tym odpowiednią oś mechaniczną, kształt powierzchni stawowych oraz w końcu stabilizatory czynne i bierne, a zsynchronizowane elementy zapewniają stabilność i właściwą biomechanikę.

Zgięcie czynne wynosi 130-140°, bierne może być zwiększone o dodatkowe 10-20°, natomiast przeprost przyjmuje się za fizjologiczny, jeśli wynosi do 10°.

Ruch w stawie ma charakter tocząco-ślizgowy z nakładającą się rotacją. Przy zginaniu w zakresie do 15° występuje jedynie ruch toczenia kłykci kości udowej wobec powierzchni stawowej kości piszczelowej, następnie dochodzi ruch ślizgowy, ruch toczący zanika i w końcowej fazie występuje jedynie ślizg. Krzywizna powierzchni stawowych zapewnia zmniejszony kontakt w trakcie zwiększania zakresu zgięcia, co umożliwia rotację wewnętrzną piszczeli przy równoczesnym rozluźnieniu więzadeł pobocznych przy zginaniu, natomiast przy prostowaniu rotację zewnętrzną i zaryglowanie stawu kolanowego.

Na początku lat 80-tych XX wieku dominowała koncepcja trójpęczkowa biomechanicznego działania ACL, która dzieliła strukturę na pęczki przednio-przyśrodkowy, pośredni i tylnoboczny. Pierwszy z wymienionych miał stabilizować staw kolanowy przednio-

tylnie w zgięciu, pośredni wspomagać go, dodatkowo zapewniając stabilność komponenty przyśrodkowej ruchu. Pęczek tylnio-boczny miał stabilizować staw przednio-tylnie i rotacyjnie w wyproście. Dziś, wiedząc, że włókna więzadła ułożone są spiralnie, rola pęczków ACL postrzegana jest jako bardziej złożona, uzależniona od kąta zgięcia stawu i zmienia się dynamicznie w trakcie ruchu (14).

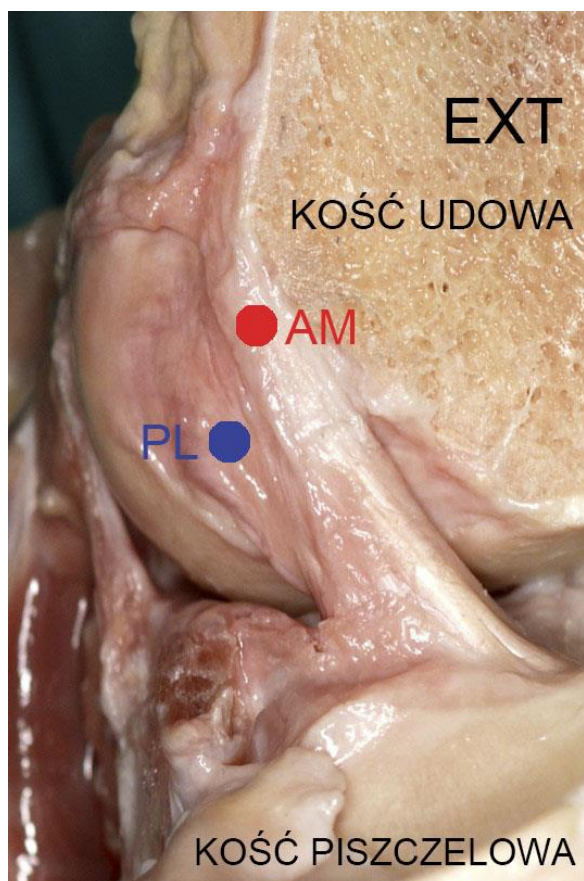
Współczesne badania anatomiczne, histologiczne i radiograficzne potwierdzają istnienie dwóch pęczków w strukturze więzadła krzyżowego przedniego. Pęczki te mają własne osobne punkty przyczepu w stawie kolanowym, co prowadzi do skomplikowanej zsynchronizowanej pracy dynamicznej w trakcie zgięcia kolana. Każdy pęczek ma także odmienną długość i grubość, co prowadzi do różnic w działających na nie siłach podczas ruchu kolana. Wcześniej zainteresowanie badaczy biomechaniki budziła głównie rola w zapobieganiu przedniej translacji piszczeli. W wyniku badań ustalono, że siły działające na więzadło zmieniają się w trakcie ruchu, wynosząc najwięcej w zakresie zgięcia 0-30°, osiągając maksimum przy zgięciu 15°, najmniej przy zgięciu 60-90°, osiągając minimum przy 90°.

Wykazano, że pęczek przednio-przyśrodkowy jest poddany w trakcie trwania ruchu równomiernym siłom, natomiast pęczek tylnio-boczny w trakcie pokonywania pierwszych 15° jest znacznie naprężony w obrębie przyczepów, a później naprężenie gwałtownie spada. W zgięciu 30-60° ACL i PCL są napięte porównywalnie. ACL pełni rolę kontrolną głównie w trakcie translacji przedniej piszczeli, w przeciwieństwie do PCL, pełniącego rolę przeciwną. ACL ulega napięciu również podczas rotacji wewnętrznej piszczeli, ulegając rozluźnieniu w czasie rotacji zewnętrznej. Rotacja zewnętrzna prowadzi zatem do mniejszego rozciągnięcia włókien niż rotacja wewnętrzna. W przypadku braku ACL, możliwość rotacji wewnętrznej jest znacznie zwiększona (15). W trakcie ruchu napięcie mięśni stabilizujących oraz wywołana przez nie kompresja w stawie kolanowym prowadzą do redukcji sił ścinających, tak aby zapobiegać nadmiernemu obciążeniu więzadeł krzyżowych.

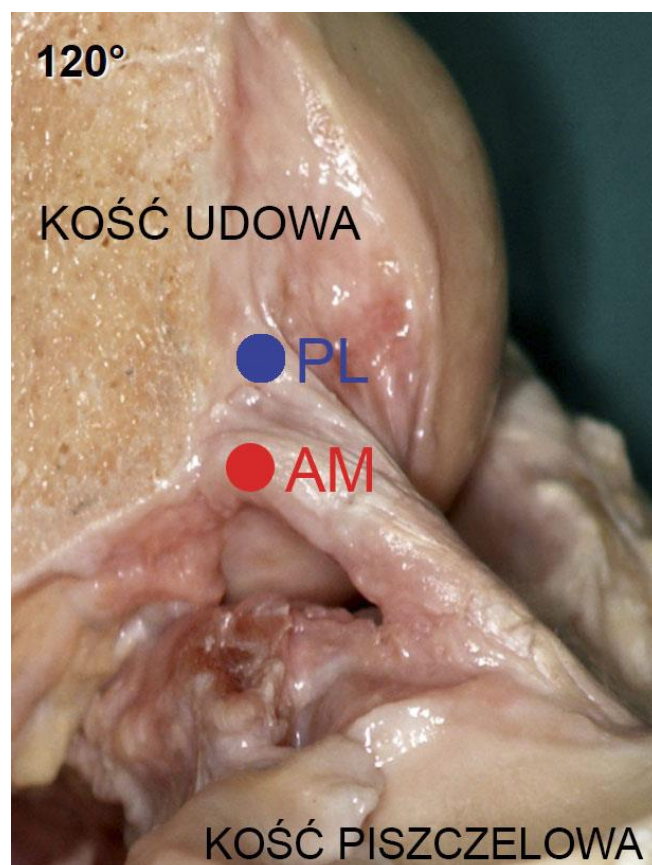
W badaniach biomechanicznych, ACL traktowane jest jako materiał anizotropowy. Każde składowa posiada inne właściwości, co sprawia, że jego struktura zachowuje się nieliniowo pod wpływem obciążeń. Krzywe obciążenia i relaksacji tworzą pętlę histerezy, co wskazuje na lepko-sprężyste cechy. Zwraca uwagę zwiększanie się odkształcenia pod wpływem stałego obciążenia, przy jednoczesnej redukcji napięcia wewnętrznego, za co odpowiedzialne są głównie elementy elastyczne macierzy pozakomórkowej.

Sztwywność więzadła krzyżowego przedniego wynosi 129-182N/mm,

siła zrywająca 740-1700N, sprężystość graniczna 30-40% (16).



Ryc. 3 Preparat anatomiczny obrazujący pozycję ACL w wyproście³



Ryc. 4 Preparat anatomiczny obrazujący pozycję ACL w zgięciu³

Wspólnie, więzadła krzyżowe zapewniają płynność poruszania się i pełnią funkcję ochronną dla chrząstki, pokrywającej powierzchnie stawowe. Przy ruchach biernych i czynnych zapewniają odpowiednią kinematykę, zabezpieczając rotację i ślizg. W zależności od pozycji stawu wywierane są na nie różne siły. Więzadła krzyżowe przednie i tylne w trakcie ruchu odpowiadają za stabilizację mechaniczną stawu kolanowego poprzez niedopuszczenie do utraty kontaktu między powierzchniami stawowymi w trakcie całego jego zakresu (17).

³ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau

1.3.2 Propriocepcja

Słowo propriocepcja pochodzi z łacińskiego słowa *proprius* – własny, indywidualny i *perceptio* – zdolność do czucia i postrzegania. Zostało ono zaprezentowane w 1906 roku przez Sherringtona, który zdefiniował je jako świadomość ruchu wygenerowaną z informacji pochodzących z mięśni, ścięgien i więzadeł. Termin ten jest od lat używany w licznych badaniach naukowych nad kontrolą motoryczną, równowagą, koordynacją i stabilizacją stawów. W 1997 roku Amerykańskie Stowarzyszenie Ortopedyczne (AAOS) w oparciu o stanowisko i koncepcję pracy Sherringtona przedstawiło definicję czucia proprioceptywnego jako drogi aferentnej układu czuciowo-ruchowego(18). Termin propriocepcja określany jest jako aktywacja wyspecjalizowanych receptorów (proprioceptorów) przez odpowiednie bodźce zewnętrzne lub wewnętrzne, przetworzenie informacji na impulsy nerwowe i ich transmisję drogami aferentnymi do ośrodkowego układu nerwowego. Propriocepcja jest koniecznym procesem niezbędnym do uzyskiwania informacji o położeniu własnego ciała i jego elementów, czucia równowagi, odczuwania ruchów zachodzących w stawach, koordynacji ruchów całego ciała oraz automatyzacji pracy ludzkiego organizmu.

Propriocepcję ciała człowieka można podzielić w zależności od udziału świadomości na propriocepcję świadomą i nieświadomą. Pierwsza zgodnie z założeniami Sherringtona dzieli się na kinestezję czyli czucie ruchu biernego, czucie pozycji stawu (JPS – joint position sense) oraz czucie rozciągania i nacisku. Propriocepcję nieświadomą (neuro-mięśniową) dzieli się na czucie postawy i stabilizację stawu.

Proprioceptory odbierają z mechanoreceptorów sygnały dotyczące zmiany ułożenia danego segmentu ciała (czucie pozycji stawu), biernego rozciągnięcia tkanek miękkich (kinestezja) lub ucisku na tkanki miękkie. Sygnał przetwarzany jest na impulsy elektryczne i transmitowany drogami aferentnymi do rdzenia kręgowego. Neurony wnikają do rogów tylnych rdzenia skąd impulsy kierowane są do wyższych ośrodków centralnego układu nerwowego. W celu wytworzenia szybkiej odpowiedzi zapewniającej właściwą kontrolę mięśniową odpowiedniego segmentu ciała wytwarzany jest odruch monosynaptyczny. W tym samym czasie impulsy elektryczne biegną ku wyższym partiom rdzenia kręgowego i docierają do kory mózgowej, gdzie po analizie otrzymanych danych generowana jest odpowiedź ruchowa. Jest ona transmitowana drogami eferentnymi przez jądra podstawy mózgu, mózdzek, pień mózgu i rdzeń kręgowy do efektorów czyli mięśni.

Więzadło krzyżowe przednie spełnia ważną rolę w określaniu położenia ciała w przestrzeni, co bezpośrednio wpływa na jego ochronę przed różnymi urazami. Za tę rolę odpowiedzialne są proprioceptory rozmieszczone w jego strukturze, wśród których wymienia się:

- ciała Ruffiniego, wskazujące statyczne położenie struktur w stawie, kąt zgięcia, szybkości i zakresu ruchu, za pomocą odbioru różnic w ciśnieniu śródstawowym, działają wolno i mają niski próg pobudliwości,
- ciała Golgiego, które różnicują napięcie w więzadle w trakcie wykonywania ruchu, wskazując na graniczne pozycje w stawie, również działają wolno i mają wysoki próg pobudliwości,
- ciała Pucciniego, aktywowane w trakcie ruchów dynamicznych, podczas zwalniania i przyspieszania, działają szybko i mają niski próg pobudliwości,
- wolne zakończenia nerwowe aktywowane przez czynniki нефизjologiczne, zbyt duże siły mechaniczne lub związki chemiczne, np. mediatory zapalenia (19).

Obecność receptorów w prawidłowym więzadle sprawia, że mięśnie są prawidłowo aktywowane przez ośrodkowy układ nerwowy, co zapewnia ich zintegrowaną drogę nerwową. Wyłączając element proprioceptywny staw zostaje zdestabilizowany, a mięśnie działają w sposób nieskoordynowany, gdyż nie są skoordynowane za pomocą sygnałów z mózdzku. ACL spełnia rolę stabilizacyjną zarówno bezpośrednio swoimi właściwościami mechanicznymi, jak i pośrednio, proprioceptywnie (20,21).

Zatem znaczna ilość bodźców pochodzących z mechanoreceptorów kolana pomija korę mózgową i pozostaje poza świadomą kontrolą. Odpowiedź na bodźce istnieje na poziomie odruchu nerwowego co jest zgodne z pierwotną definicją priopriocepcji wprowadzoną na początku XX wieku przez Sherringtona. Według tej koncepcji priopriocepcji jest to przepływ sygnałów z prioprioceptorów, czyli receptorów mięśniowych, ścięgniastych i stawowych oraz z narządu przedsiolkowego do ośrodków rdzenia kręgowego. Tam na zasadzie odruchu impuls przepływa drogą eferentną do efektorów czyli mięśni. Koncepcja priopriocepcji z czasem ulegała ewolucji i zauważana była przez różnych autorów w rozumieniu stabilności stawów oraz koordynacji ruchowej. Obecnie obowiązuje definicja wywodząca się z koncepcji Rivy, który w publikacji z 2000 roku podzielił priopriocepcję na archeopriopriocepcję - składową pozostającą poza świadomością oraz element świadomy uznawany jako rodzaj czucia dotyku .

Kontrola postawy ciała odbywa się za pomocą trzech systemów:

- kontrola archeoprioprioceptywna – podstawowy i szybki system kontroli postawy ciała, który funkcjonuje na zasadzie prostego odruchu na poziomie rdzenia i śródmózgowia i pozostaje poza świadomością
- kontrola wzrokowa – system zwiększający precyzję odpowiedzi na zasadzie odruchu optokinetycznego
- kontrola przedsionkowa – odpowiedź efektorów następuje najpóźniej, po pobudzeniu aparatu przedsionkowego, uruchamia się w momencie nieprawidłowego działania poprzednich systemów a do jego pobudzenia potrzebny jest mocniejszy bodziec (22,23).

Istotne jest , że po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego zaburzenie bodźców z uszkodzonego kolana pociąga za sobą wadliwą percepcję i odpowiedź z kończyny przeciwnej (24).

1.4 Ocena kliniczna stawu kolanowego

1.4.1 Ocena zakresu ruchu i statycznej siły mięśniowej

Oceny zakresu ruchomości stawu dokonujemy za pomocą prostego kątomierza zwanego goniometrem i wyrażamy w stopniach. Pierwszej kolejności badaniem stosowanym do oceny statycznej siły mięśniowej jest test manualny w skali wg Lovett'a. Kończynę ustawia się w taki sposób, aby wyizolować napięcie mięśnia odpowiadającego w największym stopniu za określony ruch. Skala jest określona w sześciu stopniach 0-V, kolejno:

- stopień 0 – brak czynnego skurczu mięśnia
- stopień I – ślad skurczu mięśnia
- stopień II – skurcz słaby, możliwy ruch w odciążeniu, z pomocą badającego
- stopień III – możliwość samodzielnego wykonania ruchu, pokonanie oporu stawianego przez ciężar własny kończyny
- stopień IV – skurcz umożliwiający pokonanie oporu stawianego przez ciężar własny kończyny oraz przez badającego

- stopień V – siła mięśniowa prawidłowa, ruch wykonywany z pełnym obciążeniem

Dodatkowo stosuje się modyfikację Danielsa, gdzie za pomocą znaków „+” i „-” wyznacza się stopnie dodatkowe pomiędzy wartościami głównymi. Może być również oceniana procentowo według modyfikacji Kendalla, gdzie stopień I to 10 %, II to 25%, III to 50%, IV to 75%, a V to 100%. Skala ta jest powszechnie stosowana przez praktyków jednak jest nieprecyzyjna, przez co ma pewne ograniczenia. Testy manualne są oceniane dla stałych kątów ustawienia w stawie, co jest trudne do odtworzenia z dużą dokładnością i powtarzalnością w warunkach klinicznych. Obiektywnym ilościowym sposobem pomiaru siły mięśniowej jest badanie dynamometryczne. Badanie w skali Lovett'a jest natomiast wystarczające w codziennej praktyce.

1.4.2 Kliniczna ocena jakościowa niestabilności przednio-tylnej w stawie kolanowym

Stabilność przednio-tylna jest podstawową funkcją spełnianą przez więzadła krzyżowe, w związku z tym jej uzyskanie jest podstawowym celem rekonstrukcji ACL. Ważne jest różnicowanie uszkodzeń ACL z niestabilnością przednio-tylną związaną z uszkodzeniem innych struktur w obrębie stawu, odpowiedzialnych za jego stabilizację lub wiążącą się ze zmianami genetycznymi wrodzonymi tkanki łącznej, takimi jak zespół Ehlersa-Danlosa, zespół Marfana, czy z osobniczą wiotkością stawów.

Do oceny stabilności przednio-tylnej opracowano testy:

- test szufladkowy przedni: pacjent położony jest na plecach, kolano zgięte pod kątem 90°, stopa stabilizowana jest przez badającego (można usiąść na stopie nogi badanej), kciuki badającego położone są na guzowatości piszczelowej, a ręce wokół podudzia poniżej kolana. Test wykonuje się dla obu kończyn z równą siłą, mierząc przesunięcie, wynik testu jest dodatni, jeśli następuje przemieszczenie, wyczuwalna zmiana rzędu <5mm oznaczana jest „+”, 5-10mm to „++”, >10mm to „+++”; koniec ruchu przy zerwanym ACL jest dla praktyka odczuwalny jako nieostry, „zmiękczone”

- test Lachmana: pacjent położony na plecach, kolano zgięte pod kątem 30°, badający stabilizuje udo jedną ręką, a drugą ciągnie gołęń w przód, wyniki są klasyfikowane tak samo jak w teście szuflady przedniej; ograniczeniem tego testu jest niska czułość w przypadku osób otyłych, wysoka masa jest też utrudnieniem dla badającego, można w takim wypadku położyć pacjenta na

brzuchu, kolano zgiąć do 30° i wobec ustabilizowanego uda przesuwając gołeń do przodu

- test „pivot-shift”: zwany też testem skręcania i podwichnięcia kolana, pacjent położony jest na plecach, badany pcha jedną ręką kłykieć boczny kości udowej do koślawości, jednocześnie stabilizując udo, drugą ręką rotuje gołeń do wewnątrz, dodając rotację wewnętrzną i odwiedzenie w stawie kolanowym; wynik dodatni przy uszkodzeniu ACL pojawia się, gdy przy prostowaniu podudzia poniżej 15° zgięcia zostaje ono podwichnięte w kierunku przednim; stopa powinna być ustabilizowana, test ten jest technicznie najtrudniejszy z wymienionych (25,26).

Do oceny ilościowej stosowane są artrometry, w niniejszych badaniach zastosowano Rolimeter® (Aircast Summit, NJ, USA), ze względu na jego dostępność, małą wagę, łatwość użytkowania. Rolimeter® jest poręczny, łatwy w użyciu i w dezynfekcji a jego przydatność i wiarygodność zostały potwierdzone w badaniach (27). Pomiarów dokonuje się w pozycji przyjętej dla testu szufladkowego i Lahmana, podobnie wykonując ruch translacji przedniej goleni w stosunku do kości udowej. Rolimeter® zaopatrzony jest w metalową podziałkę z dokładnością do dwóch milimetrów. Błąd pomiaru wynosi 2mm, odczyt dokonywany jest przez badającego, nie cyfrowo, siła przyłożona jest zmienna i jest siłą indywidualnego badającego. Pomimo wad, badanie jest nieobciążające dla pacjenta, a wyniki pod względem przydatności klinicznej, czułości i wiarygodności są porównywalne z innymi artrometrami. Przesunięcie bezwzględne 0-5mm oznacza się „+”, 6-10mm „++”, 11-15mm „+++”. Niestabilność stawu klasyfikuje się od „++”. Dodatkowo jeśli różnica między nogą zdrową a chora wynosi >3mm, wynik wskazuje również na niestabilność (28).

Na rynku dostępne są też inne artrometry, w tym najbardziej popularne Stryker Ligament Tester®, KT-1000® i KT-2000® firmy Medmetric czy GNRB® firmy Genourob.

1.4.3 Ocena biomechaniczna

Ocenię biomechanicznej można z powodzeniem poddać niemalże wszystkie mięśnie kończyn górnych i dolnych. Badania wykonuje się za pomocą trzech protokołów wykorzystujących podstawowe rodzaje skurczów mięśniowych:

- skurcz izometryczny – skurcz mięśnia przy zachowaniu jego stałej długości, którego wynikiem jest utrzymanie danego segmentu ciała w odpowiedniej pozycji

- skurcz izokinetyczny – skurcz mięśnia przy zachowaniu stałej prędkości kątowej danego ruchu, zmienne jest obciążenie i siła działająca na dany mięsień
- skurcz izotoniczny – skurcz mięśnia przy zachowaniu stałego napięcia mięśniowego, przy stałym obciążeniu, a zmiennej prędkości ruchu (29)

Wynikiem skurczu izokinetycznego i izotonicznego jest ruch segmentu ciała poddanego działaniom tych sił. Biomechaniczne doświadczenia udowadniają, iż skurcz izometryczny odbudowuje siłę mięśniową najszybciej w stosunku do jednostki czasu, jednakże pod względem biomechanicznym jest on najbardziej obciążający dla układów kostno-stawowego oraz naczyniowego. Efekt ten nie występuje i nie ma potwierdzonych naukowo istotnych statystycznie różnic pomiędzy wzmocnieniem siły mięśniowej przy użyciu skurczu izokinetycznego lub izotonicznego dla stawu kolanowego (30).

Przy zastosowaniu odpowiedniego sprzętu pomiarowego (np. dynamomter Biodex System 4 Pro ®) możliwe jest wykonanie badania biomechanicznego z wykorzystaniem określonego protokołu badania opartego na ściśle wyznaczonym skurczu mięśniowym (31). W przypadku badania warunków izokinetycznych i izotonicznych zaawansowane dynamometry umożliwiają badanie obu rodzajów pracy mięśniowej – koncentrycznej i ekscentrycznej danej grupy mięśniowej. Skurcz koncentryczny polega na skróceniu długości mięśnia, zbliżeniu jego przyczepów w skutek działania odpowiednich momentów sił (32). Skurcz ekscentryczny polega na wydłużeniu włókien mięśniowych z równoczesnym oddalaniem się przyczepów w związku z działaniem sił zewnętrznych, które są silniejsze od danego momentu siły mięśniowej (33).

Warunki izokinetyczne umożliwiają podczas badania biomechanicznego dostosowanie oporu do możliwości badanego mięśnia, co oznacza, że w trakcie trwania całego badania opór stawiany przez dynamometr będzie dostosowywany do prędkości kątowej badanej grupy mięśniowej. W praktyce przed rozpoczęciem każdego badania ustala się stałą prędkość kątową wyrażoną w stopniach na sekundę, po przekroczeniu której urządzenie badawcze będzie generowało opór nie pozwalający na jej przekroczenie i analogicznie dostosowujący się do jej zmniejszenia w wyniku zmęczenia mięśni. Badania te są bezpieczne dla pacjentów i badanych, ponieważ opór stawiany przez dynamometr nie będzie na tyle duży, aby badany nie był w stanie go pokonać. Jednakże siła i jej moment generowany przez badane grupy mięśniowe powinien być na tyle duży, aby uzyskać wymaganą prędkość kątową podczas trwania badania (34).

W warunkach izokinetycznych możemy badać następujące parametry:

- funkcjonalny zakres ruchu (functional range of motion) – wyrażony w stopniach całkowity zakres ruchu kończyny podczas badanej próby. Jest to suma kątów maksymalnych przeciwstawnych wychyleń
- maksymalny/szczytowy moment siły (z ang. peak torque) – wartość najwyższego momentu siły uzyskanej w danej próbie. Jest iloczynem ramienia siły oraz jej wartości uzyskanej w danej próbie, wyrażony w niutonometrach [Nm]. Maksymalny moment siły może być porównywany w zależności od dominacji kończyny lub do danych normatywnych. Maksymalny moment siły jest miarą najwyższej siły danego mięśnia.
- maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała (peak tq/bw) – jest to wskaźnik procentowy momentu siły w odniesieniu do wagi ciała badanego. Parametr ten jest wyrażony w procentach (%) i pokazuje ile procent zakładanego maksymalnego momentu siły uzyskał badany.
- czas potrzebny do rozwinięcia maksymalnego momentu siły (acceleration time) – jest to czas potrzebny danej grupie mięśniowej od momentu skurczu do uzyskania maksymalnego momentu siły. Jest wyrażony w milisekundach [ms]
- kąt uzyskania maksymalnego momentu siły – jest to parametr wyrażający wartość kątową w jakiej dana grupa mięśniowa od momentu skurczu uzyskała maksymalny moment siły. Jest określany w stopniach (deg).
- praca całkowita (total work) – jest wartością określającą sumę pracy wykonanej przez daną grupę mięśniową w trakcie całego ruchu. Wyraża się ją w dżulach (J). Jest to niezwykle istotny parametr określający zdolność wytwarzania siły mięśniowej w całym czasie trwania ruchu i badanej próbie, a nie tylko w szczytowym momencie badanej próby.
- średnia moc (power) – jest wartością określającą ilość pracy całkowitej wykonanej w danym czasie. Wyrażona jest w watach (W). Określa intensywność pracy danej grupy mięśniowej w badanej próbie.
- stosunek momentów sił agonistów do antagonistów (agon/antag ratio) – jest to miara wielkości momentów sił przeciwnie działających grup mięśniowych. Wyrażona procentowo (%). Wynik danej próby powinien zostać porównany do danych normatywnych. Jest to istotny parametr określający balans mięśniowy w badanym stawie.
- współczynnik wariancji – jest to stosunek odchylenia standardowego i jego średniej wartości dla danej grupy populacyjnej, wyrażony w procentach (%). W przypadku badania dynamicznego wskazuje na powtarzalność wykonywanego ruchu, której wartość im niższa

tym lepszy wynik badanego. Wartości przekraczające 20% badanej próby świadczą o znaczącej różnorodności danej próby i mogą stanowić o wystąpieniu dolegliwości w trakcie badania (31)

1.4.4 Ocena propriocepcji

W przeciągu 100 lat od powstania terminu „propriocepcja” powstało wiele technik służących jej zbadaniu i określeniu norm. Z uwagi na zaawansowany rozwój technologiczny, zastosowanie w badaniach naukowych, znalazły głównie techniki oceniające kinestezję i czucie pozycji stawu, natomiast w preparatach histologicznych techniki mikroskopowe pozwalające odnaleźć położenie i rozmieszczenie proprioceptorów.

Kinestezję danego stawu i grupy mięśniowej można zbadać za pomocą zaawansowanych sprzętów np. dynamometrów Upper Limb Exerciser® (Biometrics LTD). Czucie pozycji stawu umożliwia ocenę położenia badanego stawu w zależności od przyjętych warunków oceny. Do oceny odpowiednich kątów wykorzystywane są goniometry (analogowe, elektroniczne) oraz sprzęt audiowizualny. Badanie przeprowadza się z zachowaniem kontroli wzrokowej pacjenta lub z jej wyłączeniem w zależności od przyjętej metodyki badania.

W badaniach biomechanicznych dopuszczane są następujące metody demonstracji i odtworzenia wybranych pozycji:

- bierny wzorzec, bierne odtworzenie (PRJP – Passive Reproduction of Joint Position)
- bierny wzorzec, czynne odtworzenie (ARJP – Active Reproduction of Joint Position)
- bierny wzorzec, czynno-bierne odtworzenie
- czynny wzorzec, bierne odtworzenie
- czynny wzorzec, czynne odtworzenie
- czynny wzorzec, czynno-bierne odtworzenie
- czynno-bierny wzorzec, bierne odtworzenie
- czynno-bierny wzorzec, czynne odtworzenie

Różnice pomiędzy kątem wzorcowym a odtworzonym przedstawia się w postaci dwóch błędów: prawdziwego lub przeszacowania kąta wzorcowego. Znaczną wadą tego pomiaru jest niemożliwość obliczenia wartości średniej pomiaru. Błąd bezwzględny odzwierciedla wartość

bezwzględnej różnicy kątowej. Nie dostarcza natomiast informacji o przeszacowaniu lub niedoszacowaniu kąta wzorcowego.

1.4.5 Subiektywna ocena funkcji stawu kolanowego

W związku z różnym subiektywnym samopoczuciem pacjentów przed i po rekonstrukcji ACL, a także różnymi potrzebami i funkcjonowaniem, powody zgłaszania złego samopoczucia chorych są rozmaite. Najczęstszymi objawami odczuwanymi w stopniu dyskomfortu są: ból, niestabilność kolana- uczucie „uciekania”, blokowanie, obrzęk czy przeskakowanie. Różnice w oczekiwanych efektach pooperacyjnych i w samoświadomości sprawiają, że różna będzie ocena dolegliwości i dyskomfortu. Skale muszą być dedykowane dla określonej populacji, być powtarzalne i wskazywać na konkretną dysfunkcję, ze względu na ogromną rozpiętość oceny tych samych objawów przez różne grupy chorych.

Zastosowanie mają rozmaite skale, z czego najpopularniejsze to:

- system oceny kolana Cincinnati
- skala KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score)
- IKDC 2000 (International Knee Documentation Committee)
- skala Lysholma
- SANE (Single Assessment Numeric Evaluation)
- AAOS SKR (American Academy of Orthopaedic Surgeons Sports Knee Rating Scale)
- Skala Tegnera

Na przestrzeni czasu poszczególne skale używane były zmiennie oraz z modyfikacjami służącymi zwiększeniu ich dokładności oraz dostosowaniu do obecnego trybu życia i charakterystyki pacjentów. Na świecie obecnie najpopularniejsze są skale KOOS i IKDC 2000, a w Polsce dominuje zmodyfikowana skala Lysholma (35,36).

Skala Lysholma pierwotnie stworzona została do oceny dolegliwości u pacjentów z uszkodzeniami więzadeł kolana, jednak obecnie używana jest również w przypadku innych chorób

w obrębie stawu kolanowego. Pacjent odpowiada na osiem pytań zawartych w kwestionariuszu, uzyskać można maksymalnie 100 punktów, w tym 25 dotyczy stabilności kolana, 25 bólu, 15 blokowania, 10 obrzęku, 10 poruszania się po schodach, 5 utykania, 5 pomocy przy chodzeniu i 5 wykonywania przysiadu. Im więcej punktów, tym lepsza subiektywna ocena funkcji kolana. Dużym plusem kwestionariusza jest jego prostota i powtarzalność.

IKDC2000 opiera się na ocenie 7 parametrów ocenianych przez badającego: obrzęku, przeskakiwania, zakresu ruchomości, niestabilności mechanicznej, zmian patologicznych w miejscu pobrania przeszczepu, test skoku na jednej nodze i ocenie radiologicznej, które uważane są za możliwie obiektywne. Druga część jest wypełniana przez pacjenta, zawiera pytania dotyczące aktywności sportowej i codziennych czynności.

KOOS jest skalą pierwotnie stworzoną dla oceny po urazach łąkotek, okazała się jednak celowa po rekonstrukcjach ACL, ze względu na punkty dotyczące oceny jakości życia zawarte w kwestionariuszu, zaraz po pytaniach o objawy i ból.

Dla oceny funkcji stawu niezbędna jest analiza dolegliwości bólowych. Do prostych skal ocenających ból należą:

- skala numeryczna oceny bólu NRS (Numerical Rating Scale)- określa natężenie bólu w 11 stopniowej skali od 0-10, gdzie 0 oznacza brak bólu, 10 – maksymalny do wyobrażenia
- skala wzrokowo-analogowa VAS (Visual Analogue Scale)- ma graficzną postać linijki z podziałką na 10 odcinków i podobnie jak w skali numerycznej, pacjent wskazuje wartość od 0 do 10
- skala słowna VRS (Verbal Rating Scale)- pacjent dokonuje opisowej oceny natężenia bólu, najczęściej stosowana jest skala 5-cio stopniowa

1.4.6 Testy oceny funkcjonalnej

Ocena funkcjonalna oparta jest na obserwacji asymetrii ruchów kończyny chorej i zdrowej. W tym celu stosuje się ćwiczenia naśladujące użytkowanie stawów w życiu codziennym, w tym bieg wahadłowy, bieg po kopercie o określonych parametrach, bieg ze zwrotem i bieg z przekładanką. Porównywany jest czas wykonania ćwiczeń dla kończyny chorej i zdrowej. Test

podskoku na jednej nodze jest uważany za najczulszy do oceny pacjentów w trakcie rehabilitacji pooperacyjnej. Dodatkowo stosowana jest platforma pedobarograficzna, która obrazuje sposób w jaki obciążana jest stopa w trakcie chodzenia, w tym schodzenia ze schodów. Ograniczeniem dla testów funkcjonalnych jest brak możliwości oceny pracy stawu wobec jego funkcji przed uszkodzeniem ACL, nie są to też badania izolowane dla stawu kolanowego (37).

1.5 Uszkodzenie ACL

1.5.1 Uwagi ogólne

Zerwanie więzadła krzyżowego przedniego jest urazem znacząco wpływającym na komfort życia pacjenta, z tego powodu poszukiwane są możliwie najwłaściwsze metody terapii, umożliwiające powrót do aktywności sprzed urazu, jak i minimalizujące późne powikłania. Najczęstszą przyczyną uszkodzenia więzadła jest uraz pośredni lekko zgiętego i zrotowanego do wewnątrz kolana przy zablokowaniu stopy na podłożu, z obecnym dużym napięciem mięśnia czworogłowego. Rzadziej mamy do czynienia z mechanizmem bezpośredniego uderzenia z boku i koślawieniem kolana. Predysponujące sporty to piłka nożna, narciarstwo, koszykówka (38). W diagnostyce uszkodzenia poza badaniem klinicznym najważniejszą rolę pełnią badania obrazowe przy użyciu USG lub NMR.

Mimo aktualnie wciąż panującego podziału leczenia uszkodzeń ACL na operacyjne i nieoperacyjne, od wielu lat zdecydowanie odchodzi się od leczenia zachowawczego. Leczenie nieoperacyjne stanowiło alternatywę jeszcze na początku XXI wieku. Współcześnie odrzuca się nieoperacyjne techniki leczenia zerwanego ACL u jak największej ilości pacjentów na korzyść leczenia operacyjnego ze względu na niski odsetek zadowolenia pacjentów leczonych zachowawczo oraz wysokie ryzyko wtórnych obrażeń w stawie, w tym uszkodzeń łąkotec oraz znacznej objawowej niestabilności. Konsekwencje były zauważalne szczególnie w przypadku pacjentów niedojrzałych szkieletowo. W przypadku chęci powrotu do pełnej sprawności osób aktywnych leczenie operacyjne jest „złotym standardem” (39). Przyjmuje się, że zaawansowany wiek pacjenta, niska aktywność czy choroby towarzyszące nie stanowią przeciwwskazania do przeprowadzania zabiegów chirurgicznych w obrębie stawu kolanowego. Dyskusyjny jest natomiast dobór techniki operacyjnej i rodzaj wszczepu, z uwzględnieniem miejsca jego pobrania (40,41).

Większość chirurgów uważa wybór materiału za najważniejszy czynnik wpływający na wynik zabiegu rekonstrukcji ACL.

Kluczowym zagadnieniem są długofalowe konsekwencje zerwania ACL. Ryzyko zwyrodnienia stawu po takim urazie wzrasta po kilku latach o 15-20%. Przyjmuje się, że połowa pacjentów w przeciągu 10-20 lat po urazie wykaże objawy zmian zwyrodnieniowych. Porównując do konsekwencji uszkodzenia łąkotek, zmiany zwyrodnieniowe widoczne w RTG pojawiały się znacznie szybciej po zerwaniu ACL, co jeszcze bardziej podkreśla powagę zjawiska. Interesującym może się wydawać, że jedynie 40% tych zmian zwyrodnieniowych okazuje się być objawowa. Dodatni wpływ na ich powstawanie według badaczy mają:

- płeć męska
- podwyższone BMI
- wydłużony czas od urazu do rekonstrukcji
- pierwotny stan tkanek kolana, w tym w szczególności degeneracje chrząstki i urazy łąkotek (42,43).

Biorąc pod uwagę czas wykonania zabiegu, operacja powinna być wykonana z uwzględnieniem ryzyka urazu łąkotki czy uszkodzenia chrząstki oraz zaniku mięśni w wyniku braku aktywności przy wydłużonym czasie od urazu, ale i zwiększonym ryzyku zwłóknienia stawu w przypadku podjęcia działania zbyt szybko. Każda z powyższych konsekwencji znacznie wydłuża czas rehabilitacji i opóźnia powrót do pełnej sprawności, co wpływa na samopoczucie pacjentów.

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego jest wykonywana w celu uzyskania bądź polepszenia stabilizacji w stawie kolanowym. Na założony efekt rekonstrukcji ma wpływ wiele czynników, w tym:

- technika operacyjna
- wybór materiału
- wybór metody mocowania przeszczepu
- usprawnianie pooperacyjne
- motywacja i świadomość pacjenta.

1.5.2 Technika operacyjna

Dostęp uzyskiwany kiedyś za pomocą artrotomii, stosowanej obecnie jedynie w szczególnych przypadkach, następuje przy użyciu technik artroskopowych, stanowiących metodę z wyboru (44,45). Ze względu na umiejscowienie przeszczepu rekonstrukcje dzielone są na anatomiczne i nieanatomiczne, a ze względu na ilość odtworzonych pęczków na jedno- i dwupęczkowe (46).

Najpowszechniejszą techniką operacyjną jest metoda jednopęczkowa anatomiczna. Rekonstrukcji ulega wtedy jedynie pęczek przednio- przyśrodkowy, odpowiedzialny za stabilność przednio-tylną stawu. Stabilność rotacyjna, za którą odpowiedzialny jest pęczek tylny-boczny, w przypadku tej techniki pooperacyjnie jest niezadowalająca u 10-30% pacjentów. W porównaniu jednak do technik dwupęczkowych, taki zabieg jest łatwiejszy dla operatora, mniej inwazyjny i rozległy, tym samym krótszy, co wpływa pozytywnie na rehabilitację, szybki powrót pacjenta do sprawności i możliwość minimalizowania długofalowych powikłań. Wciąż dyskutowane jest najlepsze położenie i przebieg kanału wierconego w kości udowej (3,47).

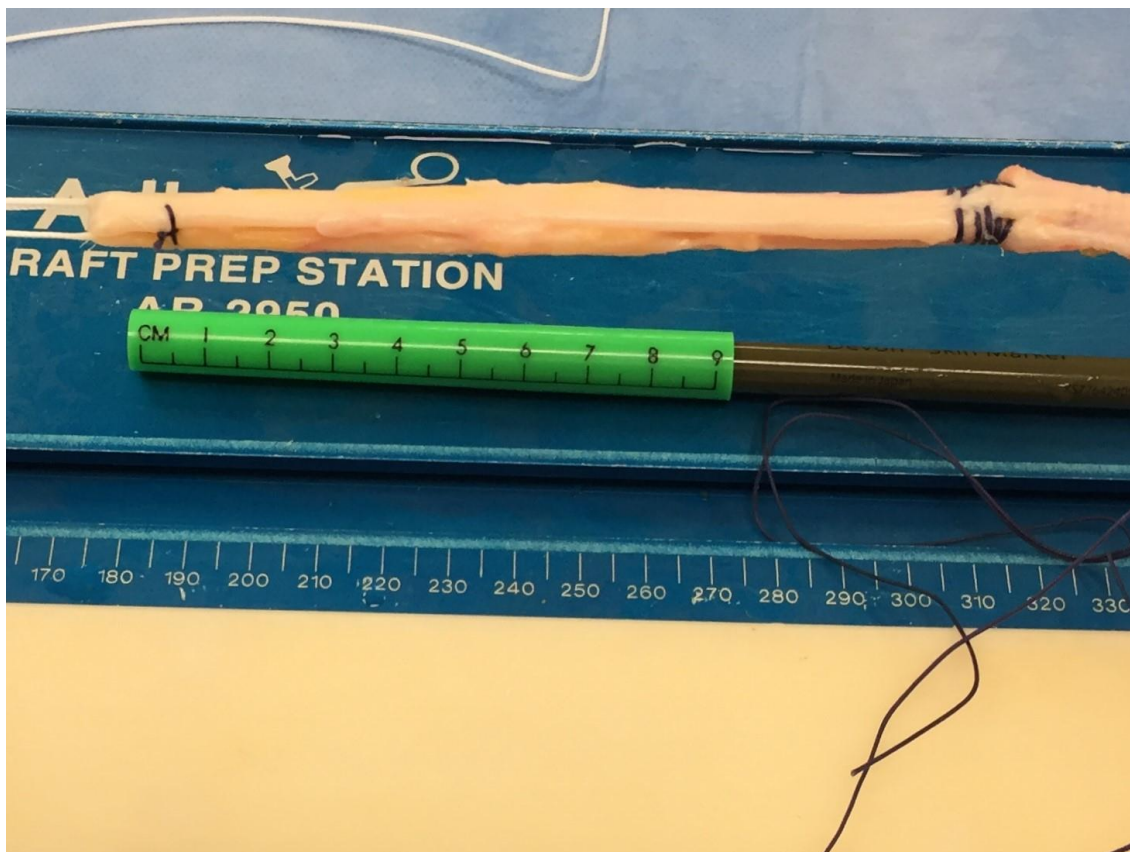
1.5.3 Źródło przeszczepu

Materiały stosowane do rekonstrukcji ACL dzielą się na autogenne, allogenne, ksenogenne i syntetyczne. Większość chirurgów uważa wybór materiału za najważniejszy czynnik wpływający na efekt zabiegu rekonstrukcji ACL (48,49).

Za sukces uważa się wgojenie przeszczepu i powrót pacjenta do pełnej funkcji, co ma odzwierciedlenie w poziomie aktywności, sprawności sportowej, braku objawów choroby zwyrodnieniowej stawów, braku ponownego zerwania i konieczności kolejnej operacji (50,51).

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego jest najczęściej przeprowadzana za pomocą metody kość-więzadło rzepki-kość (BPTB), przeszczepem z ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych (półścięgnistego i smukłego) oraz przeszczepem ze ścięgna mięśnia prostego uda. (52) Więzadło rzepki opracowuje się w jego 1/3 środkowej. Gojenie w tej metodzie przebiega szybciej i jest pewniejsze niż w przypadku przeszczepiania fragmentu ścięgna udowego czy ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych. Rozwiązanie to nie pozostaje jednak bez wpływu na samopoczucie pacjenta, a najbardziej uciążliwe są: ból miejsca pobrania, osłabienie mięśnia czworogłowego uda. Zaletą nieuszkodzanie zginaczy kolana oraz mniejsza rozciągliwość przeszczepu. Uważa się z kolei, że w porównaniu do BPTB przeszczep ze ścięgien z czasem

zyskuje elastyczność oraz możliwe jest wykorzystanie tunelu o mniejszej średnicy (53,54).



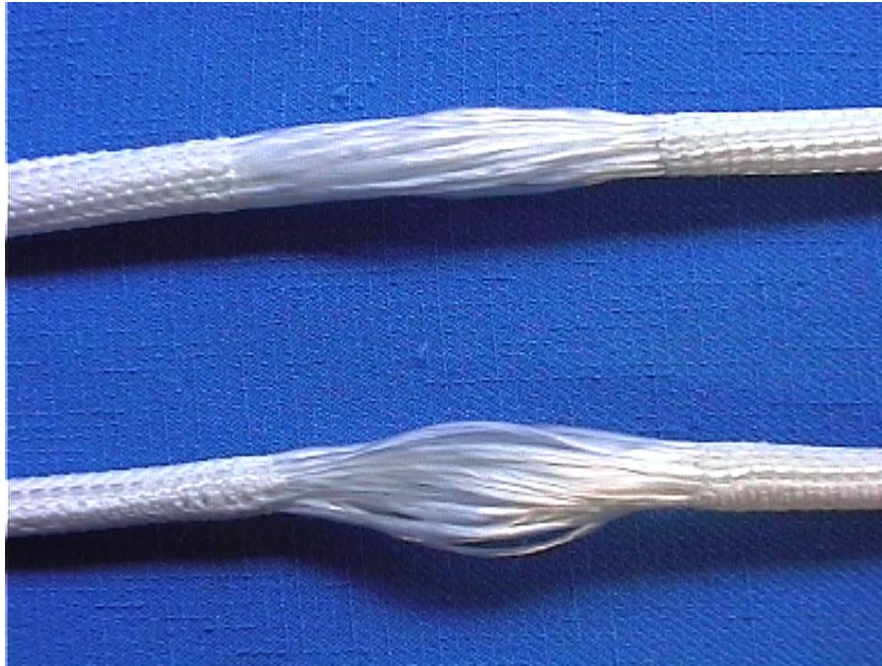
Ryc. 5 Przygotowanie przeszczepu ze ścięgna mięśnia ST (źródło: materiał własny)

W przypadku braku jakościowo odpowiedniej tkanki biorczej, a także przy rekonstrukcjach ponownych, stosowane są tkanki allogeniczne, szczególnie popularne w USA. Przeszczep allogeniczny posiada zalety związane z jego niezależnością od pierwotnej anatomii pacjenta, nie wiąże się również ze skutkami ubocznymi ze strony miejsca pobierania tkanek do przeszczepu, mniej problematyczna wobec tego jest też rehabilitacja po zabiegu. Skrócony jest czas operacji, najczęściej stosowane to ścięgno mięśnia strzałkowego długiego, piszczelowego przedniego, Achillesa czy rzadziej mięśni kulszowo-goleniowych. Potencjalnie operacja wiąże się jednak z większym niż przy przeszczepie autogenicznym ryzykiem transmisji zakażenia (55). Tkanki allogeniczne poddawane są szeregowi procesów chemicznych i radiologicznych, być może to powoduje ich zauważone w badaniach słabsze niż autogenicznych parametry fizyczne, prowadzące do niepowodzeń i konieczności ponownych operacji. Tkanki nieprzetworzone, pobrane z zachowaniem należytej sterylności są również dopuszczone do użycia. Mimo kontrowersji, wiele niezależnych badań prowadzonych na przestrzeni ostatnich 20 lat potwierdza, że zarówno

przeszczepy nieprzetworzone allogeniczne jak i autogeniczne mają podobny odsetek niepowodzeń z powodu infekcji pola operacyjnego (56).

Tkanki do przeszczepu mogą być również łączone w przeszczep hybrydowy. Takie rozwiązanie opisane zostało dopiero w 2015 roku i stanowi połączenie autologicznego fragmentu ścięgna udowego z allogenicznymi tkankami miękkimi. Wykorzystywane jest w przypadku niewystarczającej długości pobieranego fragmentu bądź też w przypadku jego śródoperacyjnego zniszczenia, gdyż odpowiednia długość przeszczepu wpływa diametralnie na wyniki pooperacyjne. Taki schemat postępowania pozwala na szybszy powrót pacjenta do aktywności ze względu na mniejszą ingerencję w ścięgno udowe. Przeszczep hybrydowy jest też alternatywą dla przeszczepów autogennych u pacjentów starszych (57).

Materiały syntetyczne można użyć jako protezę więzadła, stenty wzmacniające tkanki autogenne oraz matryce stymulujące fibroblasty. Historia nieorganicznych materiałów do przeszczepów ACL zaczęła się na początku XX wieku i obejmowała włókna jedwabne oraz srebrne. W 1918r. Smith podjął próbę wszczepu z jedwabnych nici zakończoną niepowodzeniem po 3 miesiącach. W drugiej połowie XX wieku (lata 70-te) popularność zyskały syntetyczne materiały do przeszczepów. Na rynek wprowadzone zostały rozmaite surowce, pod nazwami handlowymi takimi jak: Supramid®, Teflon®, Dacron®, Proplast®, włókno węglowe, przeszczep ABC®, Kennedy- LAD®, Trevia®, Leeds-Keio®, Gore-Tex®, PDS®, EULIT®, Poliflex®, Neoligaments®, LARS® a także w ostatnich latach InternalBrace®. Materiały syntetyczne stanowią nadzieję w medycynie ze względu na łatwy dostęp, brak konieczności przygotowania i rehabilitacji miejsca biorczego, tym samym usprawnienie operacji, brak ryzyka przeniesienia zakażenia jak w allogenicznym, większą wytrzymałość. Mimo, że wiele prób wykorzystania wszczepów syntetycznych okazało się niezadowolających co doprowadziło do zahamowania rozwoju tych metod w latach 90-tych XX wieku, materiałem zyskującym coraz większą popularność dzięki poprawie procesu produkcyjnego jest LARS® (58). Nie jest to zazwyczaj materiał stosowany z wyboru jako przeszczep pierwotny, jednak stanowi alternatywę w szczególnych przypadkach. Poszukiwania idealnego materiału do przeszczepów ACL są wciąż prowadzone i pozostają kontrowersyjne (59,60).



Ryc. 6 Plecionka LARS⁴



Ryc. 7 Plecionka Neoligaments⁴



Ryc. 8 Plecionka Neoligaments⁴

⁴ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau

1.5.4 Umocowanie przeszczepu

W zależności od rodzaju przeszczepu stosuje się odpowiednio dobrane systemy mocujące. Przeszczep BPTB tworzy na jego końcach tkanka kostna. Systemy mocujące taki przeszczep mogą być wykonane z metalu (stal chirurgiczna, tytan), syntetyków lub materiałów wchłanialnych, poliglikanów lub polimleczanów i mają postać śrub interferencyjnych. Do umocowania końca udowego można użyć też pinów, z kolei koniec piszczelowy można umocować zewnętrznie śrubą gąbczastą, lub wewnętrznie, śrubą „retro” (61,62). Oba rodzaje materiałów mają podobne wyniki mechaniczne, jednak wielką przewagą materiałów wchłanialnych jest minimalizowanie artefaktów w badaniu rezonansem magnetycznym (63). Inne przeszczepy, składające się jedynie z tkanek miękkich, można mocować za pomocą wyżej wymienionych systemów, albo za pomocą systemu „endobutton”, składającego się z płytki i niewchłanialnych nici lub taśm. Ten wariant umożliwia niewielkie ruchy przeszczepu wobec kości, co wydaje się poszerzać kanał udowy powodując jego „balonizację”, jednak stabilność pooperacyjna jest porównywalna z systemami tradycyjnymi (64). Znane są także techniki bezimplantowe z „press-fitowym” osadzeniem przeszczepu metodą „all-inside” czyli wprowadzeniem przeszczepu do kanałów kostnych od strony jamy stawowej na wcisk (65,66).

1.5.5 Materiały syntetyczne w rekonstrukcji ACL

1.5.5.1 Uwagi ogólne

Pierwsze próby wykorzystania materiałów syntetycznych do rekonstrukcji ACL opierały się w latach 70-tych XX wieku na włóknie węglowym modyfikowanym kwasem polimlekowym, na początku lat 80-tych testowano polipropylenowe Kennedy-LAD®, następnie w połowie lat 80-tych pojawił się Gore-Tex®. Poliester zastosowano we wszczepach Leeds-Keio® jako siatkę, a w Dacronie® jako włókna. Trevira®, Proflex® i LARS® zbudowane są z politereftalanu etylenu(PET) (7,9,67,68).

Pod koniec XX wieku, po wielu niepowodzeniach związanych z użytkowaniem materiałów syntetycznych w rekonstrukcji ACL, ze względu na niską wytrzymałość oraz stosunkowo duży odsetek reakcji immunologicznych (69) związanych z zanieczyszczeniami z procesu produkcyjnego oraz obecnością mikrodrobin immunogennych, zniechęcono się do tego rodzaju zabiegów (70). Ligament Advanced Reinforcement System® (LARS; Surgical Implants and Devices, Arc-sur-Tille, Francja) użytkowany w niniejszym badaniu jest kolejną, trzecią już

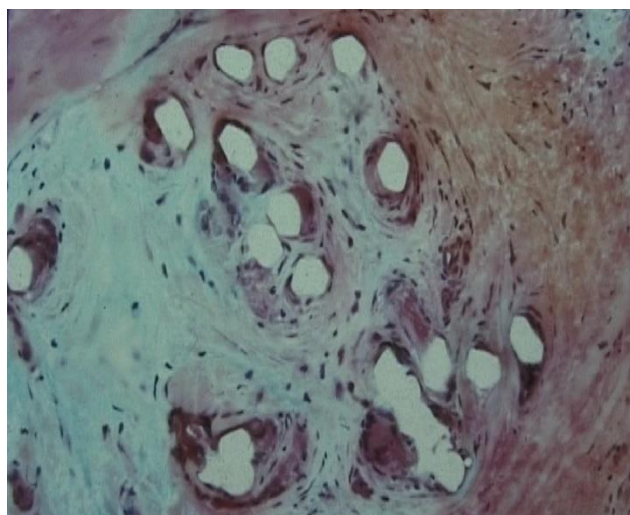
generacją produktu zbudowanego z popularnego tworzywa PET, która nie wykazuje wyżej wymienionych komplikacji i powikłań ze względu na udoskonalony proces produkcji i dbałość o najczystsze surowce (71).

Jego użytkowanie wciąż jest kontrowersyjne, pierwsza praca z krótkimi obserwacjami pojawiła się w 1995r. za sprawą Gerarda Dericksa (72) a pierwsze istotne średnio-czasowe obserwacje pooperacyjne opublikowano dopiero w 2014 roku (73). W pracy Parchiego z zespołem nie zanotowano żadnego przypadku pooperacyjnego odczynu zapalnego (74). W 2015 roku badanie Tiefenboeck i zespołu, z 10-cio letnim okresem obserwacji u 18 pacjentów, nie zaleca stosowania LARS® jako materiał do rekonstrukcji pierwotnej, mimo zauważanej przez autora ogromnej nadziei związanej z wszczepami syntetycznymi (75,76).

Jednak najnowsze badania wykazują zaskakująco dobre wyniki w porównaniu do innych materiałów syntetycznych po średnio i długo-czasowym okresie obserwacji. Niepowodzenia wraz ze wzrostem doświadczenia w wykonywanych rekonstrukcjach zdarzają się w coraz niższym odsetku. Wykazano także, że LARS® stanowi odpowiednie rusztowanie dla komórek tkanki łącznej *in vitro*, jednak należy nadal pracować nad jego biokompatybilnością (77).



Ryc. 9 Obraz histologiczny włókien plecionki LARS przerośniętych tkanką łączną⁵

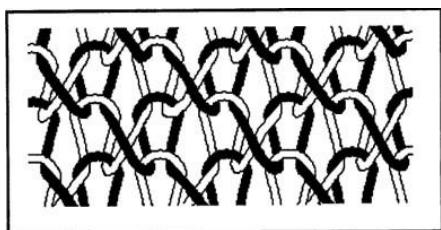


Ryc. 10 Obraz histologiczny włókien plecionki LARS przerośniętych tkanką łączną⁵

⁵ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau

1.5.5.2 Budowa LARS®

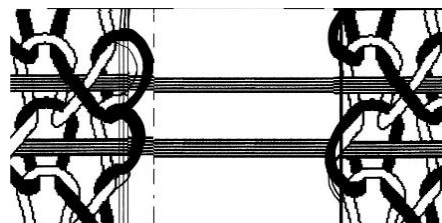
Wszczep składa się z politereftalanu etylenu, jest to popularnie znany pod nazwą PET polimer z grupy poliestrów, odkryty w latach 50-tych XX wieku. PET jest polimerem otrzymywanym w wyniku polikondensacji tereftalenu metylu z glikolem etylenowym. Tworzywo to charakteryzuje się wysoką wytrzymałością, ciągliwością, dobrymi właściwościami ślizgowymi, co zapewnia mu szeroki zakres zastosowań. Początkowo wyrabiano z niego cienkie folie, następnie produkty o wyglądzie szkła, jednak lżejsze i nietłukące, później opakowania, zwłaszcza dla żywności. Polimer powstaje w wyniku złożonych reakcji chemicznych, przy użyciu substancji zewnętrznych, takich jak katalizatory metaliczne i substancje oleiste, dlatego ważne jest użycie surowców o najwyższej czystości, gdyż oczyszczenie gotowego produktu z ewentualnych zanieczyszczeń jest największym wyzwaniem produkcyjnym. Oczyszczony charakteryzuje się brakiem szkodliwych substancji małocząsteczkowych mogących wywoływać reakcje zapalne. Materiał jest odporny na słabe kwasy i zasady, nie jest natomiast odporny na bardzo niskie i bardzo wysokie pH oraz na długotrwałe działanie gorącej wody. Topi się w 72°, jest bezzapachowy. Nie budzi zastrzeżeń pod względem zdrowotnym (78,79). Początkowo I generację implantu stanowiła plecionka na całej długości. Z powodu niezadowalających, częstych zerwań produkt ewoluował poprzez II generację- dołączenie włókien podłużnych, do ostatecznej III generacji.



Ryc. 11 Splot plecionki
LARS I generacji⁶



Ryc. 12 Splot plecionki
LARS II generacji⁶

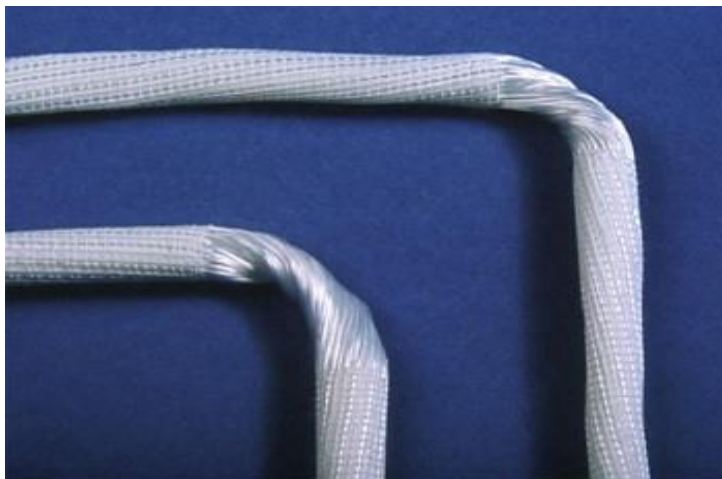


Ryc. 13 Splot plecionki
LARS III generacji⁶

⁶ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau

Strukturę wszczepu stanowią obecnie dwie części zewnątrzstawowe (włókna o okrągłym przekroju i grubości 25µm połączone są prostopadłe biegnącą plecionką) oraz środkowa część wewnątrzstawowa (bez plecionki, jedynie równoległe włókna skręcone pod kątem 90°). Część wewnętrzna i zewnętrzna składają się z włókien skręconych w przeciwnych kierunkach, aby zapobiec odkształceniom. Dodatkowo część wewnętrzna dla lewego i prawego stawu kolanowego jest zaprojektowana indywidualnie dla osiągnięcia lepszych właściwości mechanicznych przez naśladowanie anatomicznego skrętu pęczków wzdłuż długiej osi. Ponadto LARS® zawiera materiał widoczny w badaniu rentgenowskim, wobec czego dzięki śródoperacyjnemu zastosowaniu toru wizyjnego można go pozycjonować bez konieczności usuwania tkanek miękkich zerwanego więzadła, co upraszcza zabieg oraz spełnia założenia idei STIF (z ang. soft tissue internal fixation) czyli użycia wszczepu jako rusztowania dla pozostałej tkanki własnej z zachowaniem proprioceptorów. Plecionka posiada wystarczającą wytrzymałość do zastąpienia ACL-a (wytrzymałość naturalnego więzadła to 1700N-2200N (80)), wersja 60-cio włóknowa wytrzymuje 2500N, wersja 80-cio włóknowa 3600N. Ta wytrzymałość i specyficzny splot włókien pozwalają na unikanie najczęstszego niepowodzenia operacji z użyciem wszczepów syntetycznych czyli przecierania włókien na krawędzi kostnej, z reguły kości udowej. Wydaje się, że między innymi z tych powodów plecionka ta wykazuje się jednym z najniższych odsetków niepowodzeń pośród wszczepów syntetycznych. LARS® charakteryzuje się także małą rozciągliwością, poddany przez 24 godziny obciążeniu 1700N wydłuża się mniej niż 1,5%. Sukcesywnie producent plecionki prowadzi prace nad redukcją toksycznych środków w procesie produkcyjnym oraz oczyszczaniem surowca PET (zwłaszcza z substancji oleistych) dla zminimalizowania pozabiegowych reakcji immunologicznych, oraz nad mikroporowatością struktury włókien, w celu zapewnienia lepszego podłoża dla fibroblastów (81). Pozwala to na unikanie reakcji błony maziowej na ciała obce w postaci drobinek zanieczyszczeń i przewlekłych stanów zapalnych.

Powołując się na najaktualniejsze badania można mieć nadzieję na bardzo dużą i długookresową satysfakcję pacjentów po rekonstrukcji ACL przy użyciu LARS® (82,83). Możliwe jest też wykorzystanie jego struktury przy przeszczepach kombinowanych z tkankami autogennymi przy ich niewystarczającej długości i grubości (84). Proponowane są możliwości modyfikacji powierzchni wszczepów dla uzyskania większej biokompatybilności np. z użyciem soli sodowej sulfonianu polistyrenu (85), przez pokrycie wszczepu hydroksyapatytem (86) lub krzemianem strontu (87).



Ryc. 14 Plecionka LARS (źródło: materiał własny)

2. Założenia i cele badawcze pracy

2.1 Założenia

Technika rekonstrukcji więzadła krzyżowego z zastosowaniem plecionki LARS® pozwala na zachowanie kikutów zerwanego więzadła wraz ze znajdującymi się w nich elementami układu propriocepcji. Zgodnie z teorią STIF ma to istotny wpływ na proces rehabilitacji oraz poziom odzyskania sprawności.

W niniejszej pracy założono, że artroskopowa rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego przy użyciu syntetycznej plecionki LARS® wraz z wystandardyzowanym postępowaniem pooperacyjnej rehabilitacji pozwala na odzyskanie sprawności kończyny w stopniu porównywalnym do strony przeciwnej jak i grupy kontrolnej pod względem zarówno stabilności stawu, siły mięśniowej a przede wszystkim propriocepcji.

Ponadto założono, że okres 5 lat po artroskopowej rekonstrukcji ACL przy użyciu zastosowanej techniki jest wystarczający do odzyskania i utrzymania optymalnej funkcji stawu kolanowego.

2.2 Cele pracy

2.2.1 Cel główny pracy

Ocena kliniczna i funkcjonalna stawu kolanowego po rekonstrukcji techniką LARS® z zachowaniem kikutów uszkodzonego więzadła krzyżowego przedniego z użyciem wszczepu z materiału syntetycznego politereftalanu etylenu.

2.2.2 Cele szczegółowe pracy

1. Ocena wyniku leczenia w oparciu o subiektywne skale funkcjonalne stawu kolanowego IKDC2000 i Lysholma.
2. Ocena natężenia dolegliwości bólowych operowanego stawu za pomocą skali numerycznej NRS.
3. Ocena zakresu ruchomości oraz stabilności przednio-tylnej operowanego stawu kolanowego i porównanie wyników do kończyny nieoperowanej i grupy kontrolnej.
4. Ocena wybranych parametrów biomechanicznych mięśni operowanego stawu kolanowego badanych w skurczu izokinetycznym i porównanie wyników do kończyny nieoperowanej i grupy kontrolnej.
5. Ocena czucia pozycji stawu kolanowego jako składowej propriocepcji operowanego stawu kolanowego i porównanie wyników do kończyny nieoperowanej i grupy kontrolnej.
6. Ocena zależności między wybranymi parametrami biomechanicznymi, a wynikami subiektywnych skal funkcjonalnych IKDC2000, Lysholm i UCLA.

3. Materiał

3.1 Charakterystyka badanych grup

Grupa po leczeniu operacyjnym

Badaniem objęto 191 kolejnych chorych operowanych w latach 2008 – 2013 z powodu niestabilności przednio-tylnej kolana, techniką artroskopowej rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego z zastosowaniem plecionki z politereftalanu etylenu na Oddziale Ortopedii i Chirurgii Urazowej Narządu Ruchu Szpitala Wojewódzkiego w Poznaniu. Wszyscy chorzy operowani byli z zastosowaniem systemu LARS® z mocowaniem przy użyciu tytanowych śrub interferencyjnych. Pacjenci operowani byli z zastosowaniem takiej samej techniki operacyjnej przez 2 ortopedów. Ankietę telefoniczną przeprowadzono u 62 chorych, z których do badania zgłosiło się i zakwalifikowano 41. Uczestnictwo pozostałych chorych było niemożliwe ze względu na brak kontaktu, odmowę wzięcia udziału w badaniu bądź występowanie jednego z kryteriów wykluczenia. Grupę badaną stanowiło 41 chorych w wieku od 27 do 60 lat, 10 kobiet i 31 mężczyzn. Średni wiek kobiet w badanej grupie wynosi 45 lat, a średni wiek mężczyzn 40 lat. Okres obserwacji po leczeniu operacyjnym wynosił co najmniej 5 lat.

Grupa kontrolna

Grupę kontrolną stanowili zdrowi ochotnicy, którzy nie mieli żadnego urazu w obrębie kończyn dolnych. Grupa kontrolna obejmowała 47 osób w wieku od 20 do 65 lat, 16 kobiet i 31 mężczyzn. Średni wiek kobiet w grupie kontrolnej wynosi 34 lat, a średni wiek mężczyzn 43 lata.

3.2. Kryteria wykluczenia

Kryteria wykluczenia obejmowały:

- poważne uszkodzenie innych struktur stawu kolanowego a w szczególności więzadeł oraz inne schorzenia stawu jak choroba zwyrodnieniowa,
- ponowne urazy, przede wszystkim z ponownym uszkodzeniem więzadeł krzyżowych,
- współistniejące schorzenia neurologiczne mające wpływ na wynik badania,
- zaburzenia psychologiczne i psychiatryczne,
- stosowanie substancji toksycznych i używek jak alkohol czy narkotyki,

- brak świadomej zgody lub brak zrozumienia celu badań.

Kryterium wykluczenia nie stanowiły stwierdzone w badaniach obrazowych uszkodzenia łąkoteczek bez objawów w badaniu klinicznym.

3.3. Leczenie operacyjne

3.3.1 Kwalifikacja przedoperacyjna

Kwalifikacja chorych do zabiegu artroskopowej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego przy użyciu plecionki LARS® odbywała się na podstawie wywiadu, badania przedmiotowego oraz obrazowych badań dodatkowych. Wskazaniem do leczenia operacyjnego były: dolegliwości bólowe, zarówno subiektywne jak i obiektywne objawy niestabilności stawu kolanowego po przebytym urazie oraz cechy uszkodzenia ACL w badaniach obrazowych (USG lub NMR).

Ocena kliniczna niestabilności obejmowała test Lachmana, szuflady przedniej oraz „pivot shift”. Po wyznaczeniu terminu operacji standard przygotowania do planowego zabiegu obejmował: konsultacje specjalistyczne w tym stomatologiczną oraz wstępną rehabilitację zapewniającą pełen zakres ruchu stawu kolanowego i wzmocnienie siły mięśniowej. Po przyjęciu do szpitala i wykonaniu podstawowych badań chorzy kwalifikowani byli do odpowiedniego znieczulenia przez anestezjologa.

Dobę przed zabiegiem w obrębie operowanej okolicy usuwano owłosienie. Okołooperacyjnie stosowano profilaktykę żyłnej choroby zatorowo-zakrzepowej oraz antybiotykową w postaci:

- heparyna drobnocząsteczkowa - nadroparyna w dawce profilaktycznej 40mg podskórnie 12 godzin przed zabiegiem, 12 godzin po zabiegu i kolejno raz dziennie przez 10dni
- cefazolina (cefalosporyna I generacji) 1g (lub 2g u pacjenta ważącego powyżej 80kg) dożylnie 30 min. przed zabiegiem.

3.3.2. Technika operacyjna

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego wykonana była najczęściej w znieczuleniu podpajęczynówkowym, rzadziej, w przypadku przeciwwskazań, w znieczuleniu ogólnym. Chory ułożony na wznak na stole operacyjnym z operowaną kończyną odwiedzoną w stawie biodrowym, oraz zgiętą w stawie kolanowym na odpowiedniej przystawce zapewniającej właściwe ułożenie operowanej kończyny, pozwalającej na swobodne zgięcie w stawie kolanowym a także na możliwość ruchu w stawach biodrowym i kolanowym w niezbędnym zakresie. Zabiegi przeprowadzane były w niedokrwieniu lokalnym za pomocą opaski Esmarcha, gdzie przed napełnieniem opaski wyciskano krew żylną przy pomocy elastycznej taśmy. Kończyna zdrowa układana była swobodnie na stole operacyjnym.

Artroskopię stawu kolanowego przeprowadzano przy pomocy artroskopu z optyką z kątem widzenia 30° oraz standardowych dostępów: przednio-bocznego i przednio-przyśrodkowego. W czasie zabiegu przygotowywanie stawu do właściwej procedury niekiedy obejmowało częściową resekcję ciała tłuszczowego Hoffy w celu prawidłowego uwidocznienia miejsca implantacji wszczepu więzadła krzyżowego przedniego. Do wykonania kanału udowego wykorzystywany był portal przednio-przyśrodkowy, przez który wprowadzano drut kierunkowy. Pod kontrolą wzroku i obrazu rentgenotelewizji dokonano przewiercenia kości udowej a następnie wstecznie po właściwym ustawieniu zgięcia w stawie kolanowym przewiercano kość piszczelową od strony stawu w miejscu zazwyczaj pozostałego kikuta więzadła krzyżowego. Po drucie kierunkowym dokonywano rozwiercenia kanałów do średnicy 7,5mm. Po przeciągnięciu nici prowadzącej wciągano wszczep LARS® dokonując anatomicznego ułożenia pozostałych włókien zerwanego więzadła. Przy sprzyjających warunkach dokonywano podszycia kikuta i wyprowadzano nitki kanałem udowym lub pokrywano wszczep płatem maziówkowym z więzadła krzyżowego tylnego jako źródłem komórek i tkanek do przerostu implantu. Po kontroli izometrii osadzonego wszczepu (w zgięciu i wyproście) i zakresu ruchomości dokonywano stabilizacji śrubami interferencyjnymi tytanowymi w kości udowej i piszczelowej od zewnątrz stawu. Średni czas zabiegu wynosił 30 minut. Po zabiegu drenowano staw przez okres do 24 godzin, stosowano okłady chłodzące a po ustąpieniu znieczulenia wdrażano ćwiczenia czynne. Chorych standardowo pionizowano w 1 dobie i pozwalano na chodzenie z pełnym obciążaniem. W 2 dobie po zabiegu chory był wypisywany ze szpitala i kierowany do leczenia ambulatoryjnego. Przebieg leczenia oraz rehabilitacji na oddziale pozwalał na eliminację stosowania kul łokciowych oraz ortezy w momencie wypisu.



Ryc. 15 Technika operacyjna. Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości udowej⁷



Ryc. 16 Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości udowej przez port przednio-przyśrodkowy⁷

⁷ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau

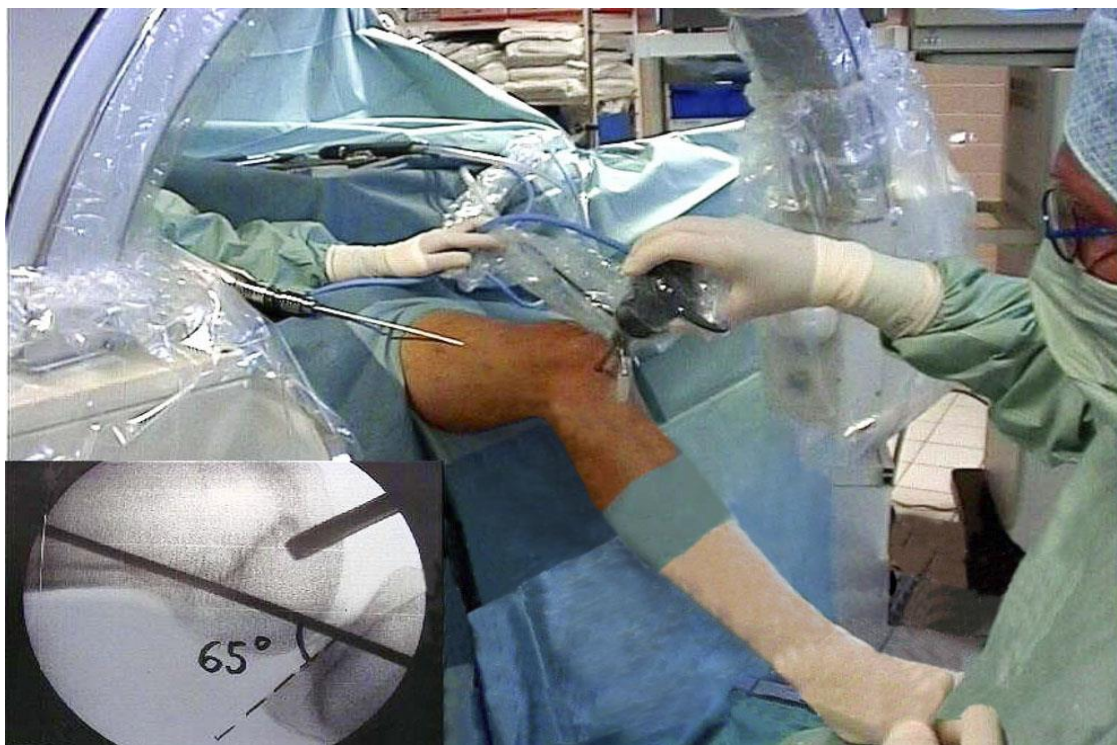


Ryc. 17 Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości udowej – kontrola RTG-TV⁸



Ryc. 18 Wsteczne wprowadzenie końca dystalnego drutu do jamy stawu⁸

⁸ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau

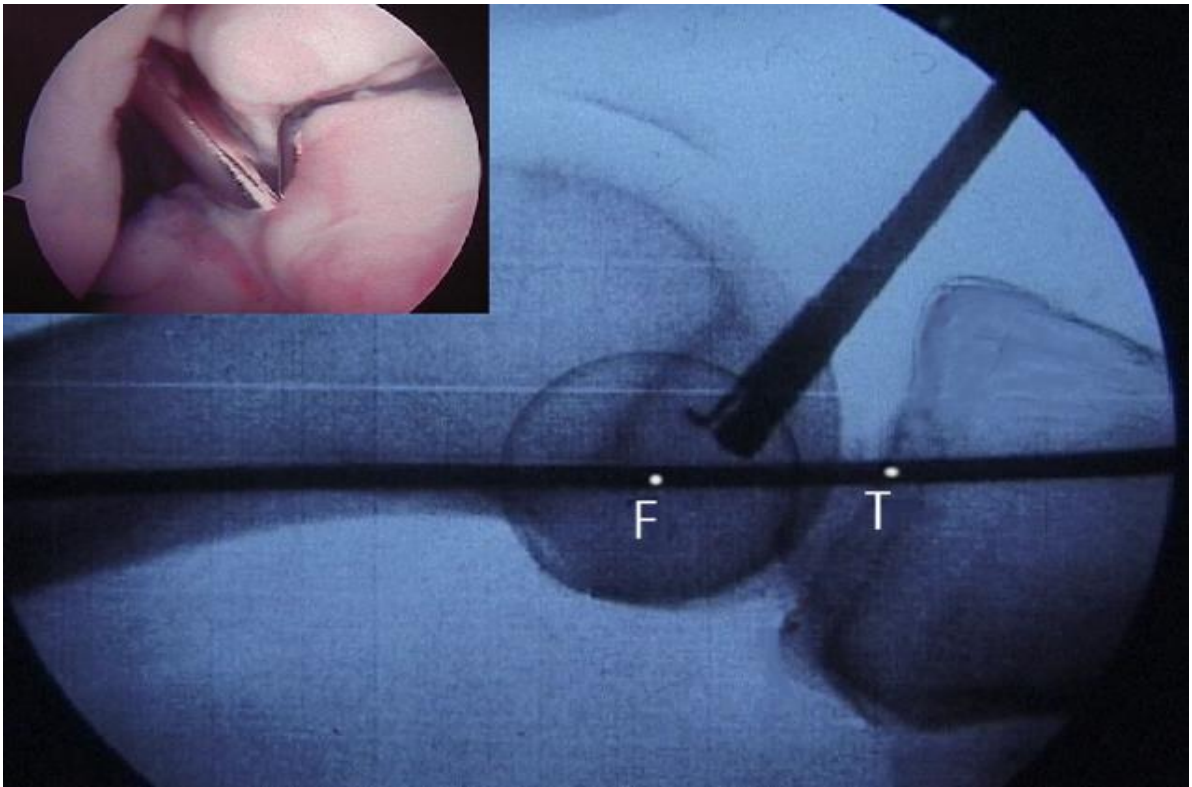


Ryc. 19 Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości piszczelowej⁹



Ryc. 20 Pozycja wyjścia drutu na podudziu⁹

⁹ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau

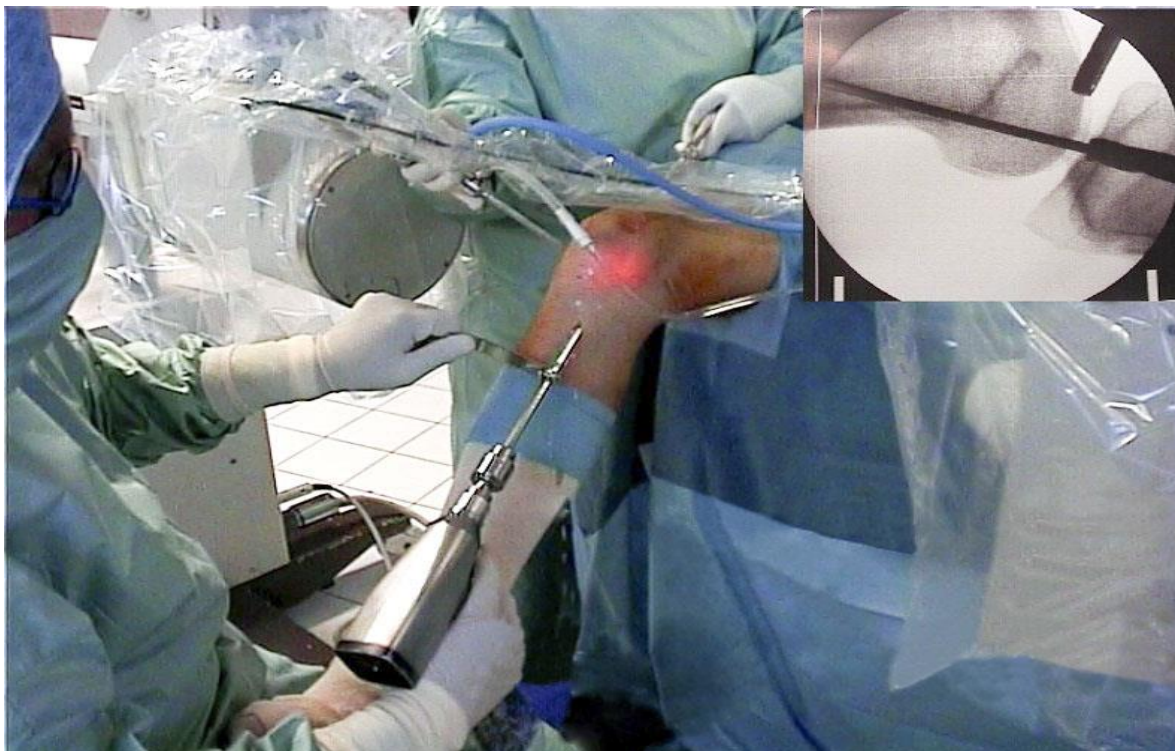


Ryc. 21 Pozycja drutu w stawie kolanowym- obraz endoskopowy i RTG-TV¹⁰

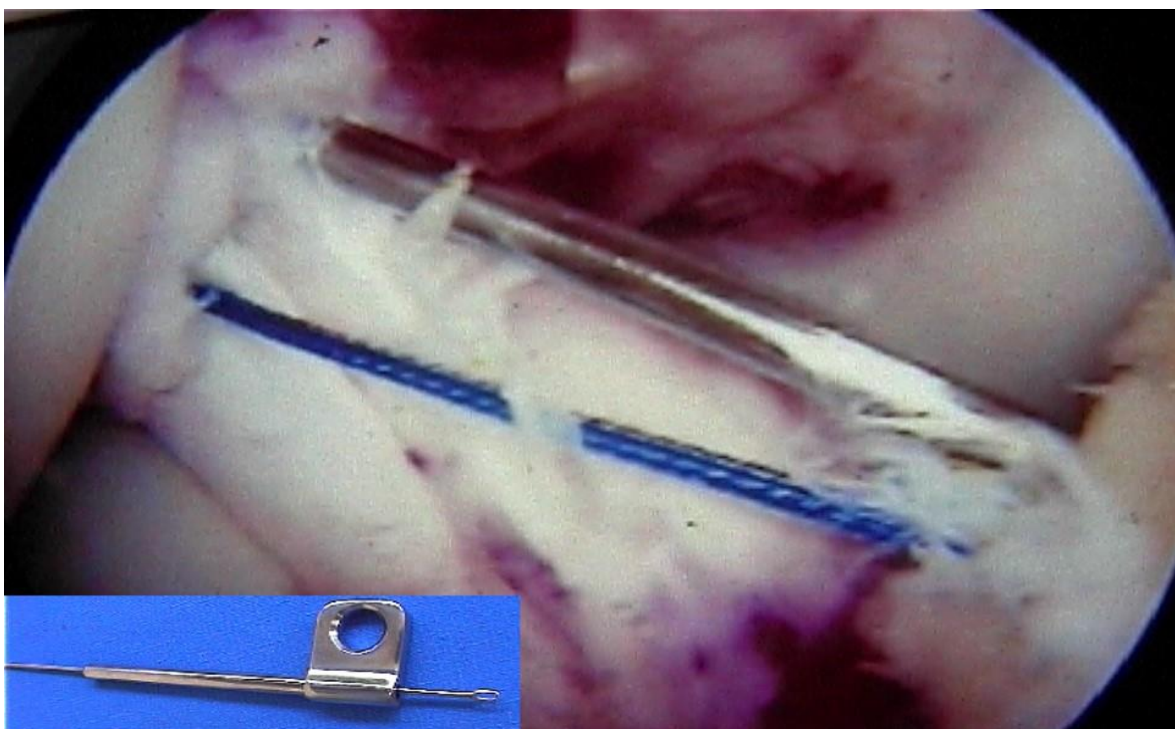


Ryc. 22 Rozwiercanie kanałów kostnych- kość udowa¹⁰

¹⁰ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau



Ryc. 23 Rozwiercanie kanałów kostnych- kość piszczelowa¹¹



Ryc. 24 Wprowadzanie plecionki LARS i repozycja kikuta więzadła¹¹

¹¹ Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau



Ryc. 25 Ocena izometrii wszczepu w wyproście¹²



Ryc. 26 Ocena izometrii wszczepu w zgięciu¹²

¹² Źródło: za zgodą autora J.P.Laboureau



Ryc. 27 Obraz endoskopowy wszczepionej plecionki LARS (źródło: materiał własny)



Ryc. 28 Obraz radiologiczny pozycji śrub interferencyjnych (źródło: materiał własny)

3.3.3. Usprawnianie pooperacyjne

Wszyscy pacjenci po operacji rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego z użyciem plecionki LARS® rehabilitowani byli według schematu opracowanego przez lekarzy i fizjoterapeutów pracujących w Oddziale Ortopedii i Chirurgii Urazowej Narządu Ruchu Szpitala Wojewódzkiego w Poznaniu, który pozwalał na powrót do dobrej sprawności w czynnościach dnia codziennego w ciągu 2 tygodni, natomiast do uprawiania sportów, w tym także wyczynowych w przeciągu 6 tygodni. Rehabilitacja po zabiegu obejmowała trzy etapy:

- szpitalny – 1-2 doba po operacji ,
- wczesny pooperacyjny – od 3 doby do czasu usunięcia szwów w 14 dobie po zabiegu,
- późną, powrotu funkcji stawu – 2-6 tygodni po zabiegu.

Celem pierwszej fazy rehabilitacji podczas pobytu w szpitalu było zmniejszanie obrzęku, zapobieganie krwiakowi śródstawowemu, zwalczanie bólu. W jej skład wchodziły poniższe procedury:

- chłodzenie stawu – okłady z lodu co kilka godzin, elewacja operowanej kończyny
- ćwiczenia czynne w zależności od bólowej tolerancji w miarę pełnego zakresu ruchu – zapobieganie zrostom śródstawowym
- ćwiczenia bierne z fizjoterapeutą
- kompresjoterapia-opaski elastyczne, pończochy
- odtworzenie kontroli mięśniowej, propriocepcji i czynnej stabilizacji mięśniowej
- nauka chodu po płaskim podłożu z pełnym obciążaniem
- nauka chodzenia po schodach
- ćwiczenia izometryczne mięśnia czworogłowego uda.

Wczesna faza pooperacyjna:

- kontrola obrzęków, wysięków i dolegliwości bólowych
- chłodzenie operowanego kolana
- elewacja kończyny
- kompresja –bandaż elastyczny
- ćwiczenia czynne w pełnym zakresie
- ćwiczenia bierne – prowadzone

- ćwiczenia wspomagane z taśmą elastyczną
- rozciąganie mięśni łydki i mięśni grupy tylnej uda
- utrzymanie kontroli mięśniowej, ćwiczenia propriocepcji i czynnej stabilizacji stawu
- ćwiczenia izometryczne mięśnia czworogłowego uda
- chód i ćwiczenia z elementami propriocepcji na stabilnym i niestabilnym podłożu
- ćwiczenia czynne i wolne mięśni pośladkowych i przywodzicieli uda
- mobilizacje rzepki

Późna faza pooperacyjna:

- kontrola wysięku- chłodzenie stawu kolanowego
- ćwiczenia pełnego zakresu i wzmacnianie wszystkich grup mięśniowych
- rozciąganie tylnej grupy mięśni uda, mięśni łydki i mięśni pośladkowych
- mobilizacje rzepki
- ćwiczenia propriocepcji
- ćwiczenia izometryczne mięśnia czworogłowego uda w zróżnicowanych ustawieniach kątowych stawu w zamkniętych łańcuchach kinematycznych
- ćwiczenia mięśnia trójgłowego łydki
- przysiady na stałym i ruchomym podłożu

4. Metodyka badań

4.1. Aspekty etyczne prowadzonych badań

Badania odbywały się w Katedrze i Klinice Traumatologii, Ortopedii i Chirurgii Ręki Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu mającej siedzibę w Ortopedyczno-Rehabilitacyjnym Szpitalu Klinicznym nr 4 im. Wiktora Degi Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu. Na przeprowadzenie badania uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu Uchwałą nr 13/18 z dnia 04.01.2018 oraz Uchwałą nr 315/18 z dnia 08.03.2018r.

Badanie zostały przeprowadzone po podpisaniu przez uczestników badania formularza zgody na udział w badaniu oraz formularza o ochronie danych osobowych. Udział pacjentów w badaniu był dobrowolny oraz obejmował możliwość rezygnacji na każdym etapie.

4.2. Badanie kliniczne

W grupie badanej wykonano zarówno badanie podmiotowe jak i przedmiotowe zaś w grupie kontrolnej wykonano badanie przedmiotowe. Badanie podmiotowe i przedmiotowe zostało wykonane zgodnie z protokołem badania (załącznik nr 1).

W grupie po leczeniu operacyjnym zebrano wywiad na temat mechanizmu urazu, czasu do operacji, okresu rehabilitacji. Ocenę funkcjonalną operowanego stawu kolanowego dokonano na podstawie dwóch subiektywnych skal oceny stawu kolanowego opisujących dolegliwości bólowe i aktywność operowanych kolan. W badaniu użyto kwestionariusza IKDC2000 (załącznik nr 2) i zmodyfikowanej skali Lysholma (załącznik nr 3), aktywność pacjentów oceniono wg formularza UCLA (załącznik nr 4). Oceny bólu dokonano przy użyciu skali NRS. Ocena operowanego kolana przy pomocy tych formularzy została dokonana w chwili przeprowadzanego badania. Dolegliwości bólowe operowanej kończyny oceniane przy pomocy skali NRS ocenione zostały retrospektywnie, odnosiły się do okresu przedoperacyjnego oraz do chwili badania.

4.2.1.1 Kwestionariusz IKDC2000

Zgodnie z formularzem każdej odpowiedzi przyporządkowana jest odpowiednia wartość punktowa. Maksymalna suma punktów możliwa do zdobycia to 100. Im uzyskana wartość jest wyższa, tym chory ocenia lepiej możliwy do osiągnięcia poziom aktywności i towarzyszące temu

dolegliwości bólowe. W zależności od uzyskanych wyników podzielono chorych na grupy opisujące funkcjonalność w obrębie operowanej kończyny:

- A-wynik bardzo dobry 90-100 punktów
- B-wynik dobry 76-89 punktów
- C- wynik dostateczny 50-75 punktów
- D- wynik niedostateczny poniżej 50 punktów

4.2.2.2 Ocena wyników wg skali Lysholma

Zgodnie z formularzem każdej odpowiedzi przyporządkowana jest odpowiednia wartość punktowa. Maksymalna suma punktów możliwych do uzyskania wynosi 100. Im wyższa wartość, tym badany lepiej ocenia funkcję operowanego stawu kolanowego. W zależności od uzyskanej ilości punktów przydzielono chorych do grup oceniających funkcję kolana jako:

- doskonałą 90-100 punktów
- bardzo dobrą 80-90 punktów
- dobrą 70-79 punktów
- dostateczną 60-69 punktów
- niedostateczną poniżej 60 punktów

4.2.2.3 Oceny aktywności wg kwestionariusza UCLA

Analizy aktywności chorego dokonano na podstawie wypełnionego przez pacjentów formularza UCLA gdzie w 10 stopniowej skali każdej z wartości przyporządkowany jest określony poziom aktywności. Wartość 1 oznacza brak aktywności oraz pozostawanie przez cały czas w domu a 10 regularną aktywność w sportach wysiłkowych.

4.2.2.4 Metodyka oceny natężenia bólu

Analizy natężenia dolegliwości bólowych dokonano przy użyciu numerycznej skali oceny bólu NRS. Podczas oceny chorych proszony jest o wskazanie natężenia dolegliwości bólowych w 11-stopniowej skali od 0 do 10, przy czym 0 oznacza zupełny brak bólu, a 10 maksymalny możliwy do wyobrażenia. Chorzy byli proszeni o określenie dolegliwości w chwili badania oraz retrospektywnie z okresu poprzedzającego operację. Uzyskane wyniki pogrupowano jak poniżej:

- 0 brak bólu
- 1-3 słaby ból
- 4-6 umiarkowany ból
- 7-9 silny ból

- 10 najsilniejszy wyobrażalny ból

4.2.2 Badanie przedmiotowe

W grupie kontrolnej ocena przedmiotowa była wykonana na obu kończynach.

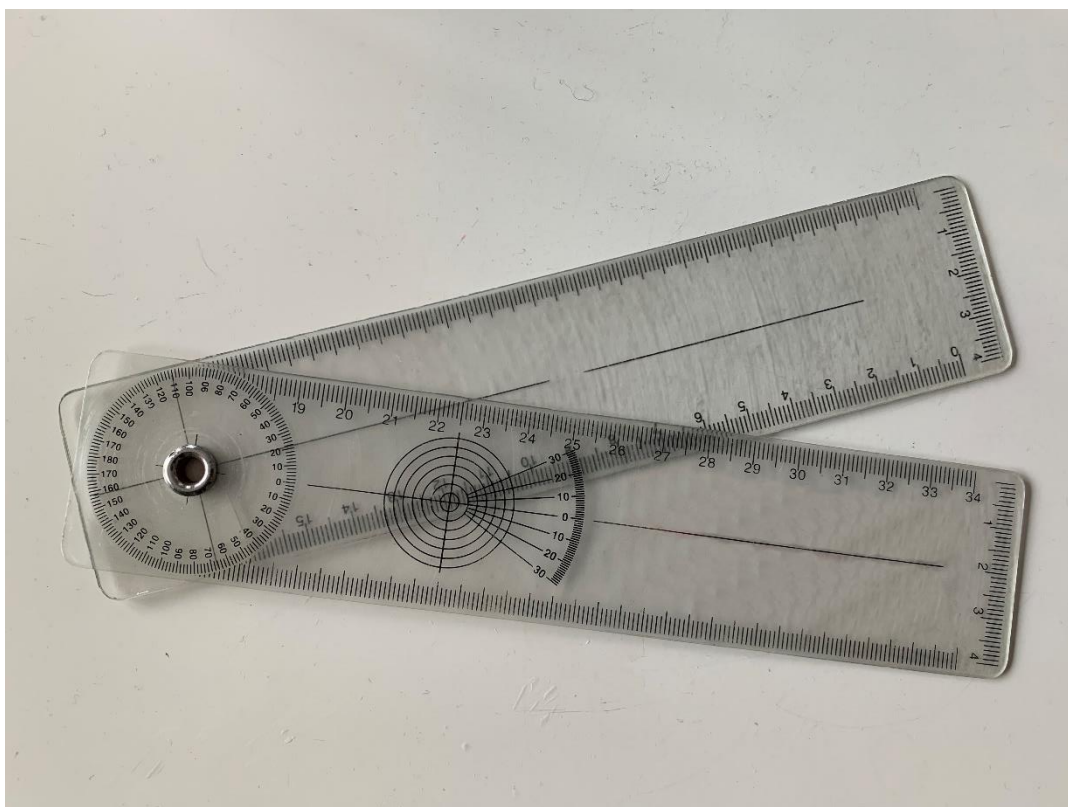
Ocena przedmiotowa w grupie badanej obejmowała także staw kolanowy nieoperowany, co pozwalało na porównanie uzyskanych wyników zarówno do danych literaturowych jak i osobniczych w grupie chorych.

Badanie przedmiotowe obejmowało:

- badanie fizykalne,
- ocenę biomechaniki stawu,
- oraz ocenę propriocepcji.

4.2.2.5 Badanie fizykalne

Analizie poddany został zakres ruchów w stawie kolanowym (zgięcia i wyprostu) mierzony przy pomocy goniometru.



Ryc. 29 Goniometr (źródło: materiał własny)

Za wartości prawidłowe uznano zakres ruchów od -10° (przeprost) do 150° zgięcia dla ruchów czynnych i biernych. Ocenie jakościowej poddano stabilność kolana w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej i rotacyjnej ze szczególnym uwzględnieniem testów szuflady przedniej, Lachmana i pivot shift. Test jakościowy szuflady przedniej i Lachmana oceniano subiektywnie badaniem fizykalnym i przyporządkowano pacjentów do grup:

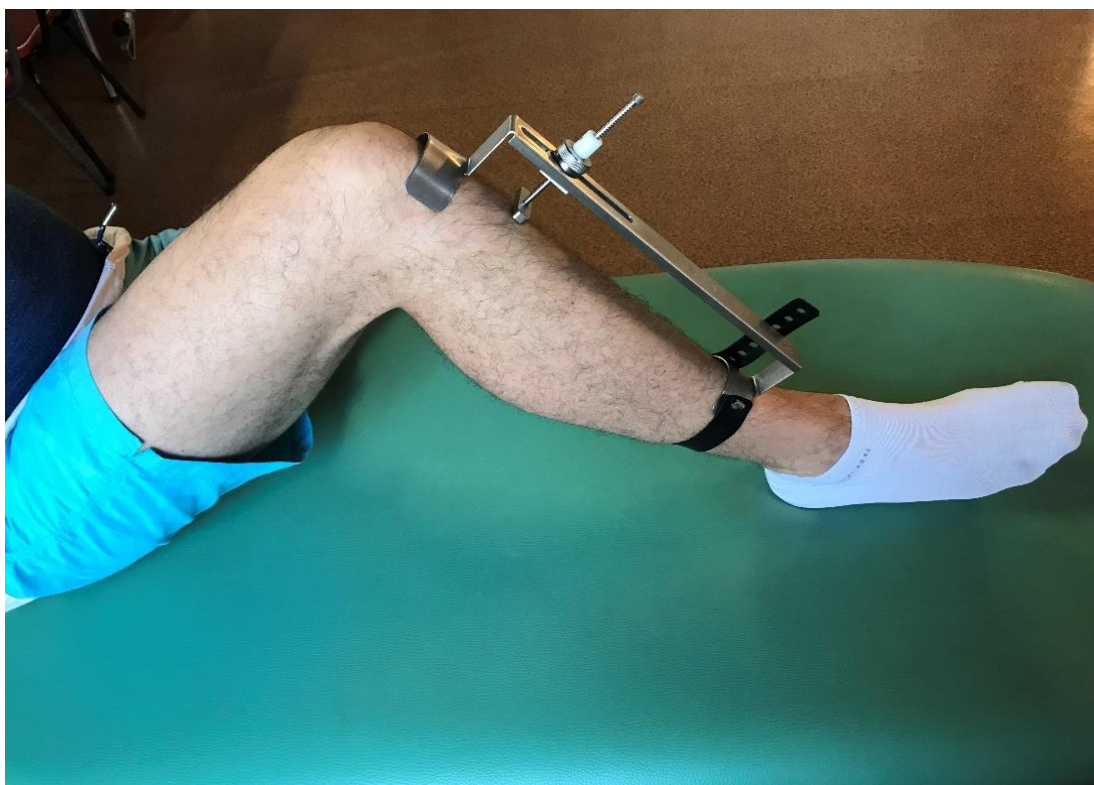
- stabilność prawidłowa brak translacji - oznaczano jako „-„
- niestabilność minimalna: do 5mm-oznaczano „+”
- niestabilność umiarkowana: 5-10mm - „++”
- niestabilność znaczna: powyżej 10mm - „+++”

Wynik oceny rotacyjnej niestabilności - pivot shift oznaczano jako dodatni lub ujemny.

Oceny ilościowej niestabilności w płaszczyźnie strzałkowej przy kątach zgięcia stawu 30° i 90° wykonano za pomocą artrometru Rolimeter® firmy Aircast.



Ryc. 30 Pozycja Rolimeter dla testu Lachmana (źródło: materiał własny)



Ryc. 31 Pozycja Rolimeter dla testu szuflady przedniej (źródło: materiał własny)



Ryc. 32 Technika pomiaru w teście szuflady przedniej (źródło: materiał własny)

Ilościową ocenę niestabilności w płaszczyźnie strzałkowej sklasyfikowano wg poniższych kryteriów:

- prawidłowa stabilność stawu – przesunięcie do 5mm,
- umiarkowana niestabilność kolana – 6-10mm,
- znaczna niestabilność kolana powyżej 10mm.

Interpretując wielkość translacji przedniej goleni względem uda kończyny operowanej wobec kończyny nieoperowanej, kryterium niestabilności przyjęto gdy różnica jest większa niż 3 mm.

4.3 Ocena biomechaniczna

Badanie parametrów biomechanicznych mięśni działających na staw kolanowy wykonywano na dynamometrze elektronicznym Biodex System 4 Pro® w Katerze i Klinice Traumatologii, Ortopedii i Chirurgii Ręki Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu. W badaniu wykorzystywano nakładkę przeznaczoną do badania obu stawów kolanowych. Przed przystąpieniem do oceny, badany wykonywał krótką rozgrzewkę. Składała się ona z 3 minut wchodzenia po schodach, 10 przysiadów oraz 5 minut jazdy bez obciążenia na cycloergonometrze rowerowym.



Ryc. 33 Pozycja badanego na dynamometrze Biodex System 4 Pro (źródło: materiał własny)

Badany podczas testów znajdował się w pozycji siedzącej ustabilizowanej w pełnym podparciu o fotel. W celu wyłączenia ruchów kompensacyjnych tułowia zastosowano stabilizację pasami ułożonymi skośnie przez klatkę piersiową i barki. Badaną kończynę układano na nakładce kolanowej w zależności od badanego stawu kolanowego w pozycji:

- zgięcia w stawie biodrowym – 80 stopni,
- zgięcia w stawie kolanowym – 90 stopni,
- stopa ustawiona w pozycji pośredniej.

Staw kolanowy ułożony był w osi dynamometru, tak aby oś obrotu urządzenia pokrywała się z osią obrotu w trakcie wykonywania ruchów zgięcia i wyprostu stawu kolanowego. W celu lepszej stabilizacji badanemu umożliwiono uchwycenie bocznych rękojeści fotela. Po ustawieniu dynamometru i ustabilizowaniu badanego wprowadzano do systemu urządzenia dane pacjenta oraz wybierano protokół badania.

Protokół izokinetyczny

Protokół izokinetyczny został opracowany na podstawie danych literaturowych oraz zaleceń producenta.

Dodatkowo przed opracowaniem ostatecznej wersji protokołu badania wykonano badanie pilotażowe stawu kolanowego 20 ochotników oraz 20 pacjentów poddanych operacyjnemu leczeniu stawu kolanowego. Prędkości kątowe zostały potwierdzone na podstawie badania izometrycznego poprzedzającego badanie izokinetyczne. Z badania izometrycznego po analizie literatury oraz zaleceń producenta zostały opracowane wartości stałej prędkości kątovej dla protokołu izokinetycznego (31,88).

Przed rozpoczęciem każdego badania określano zakres wykonywanego ruchu zgięcia i wyprostu stawu kolanowego.

Badanie polegało wykonywaniu naprzemiennych ruchów zgięcia i wyprostu stawu kolanowego z jak największym zaangażowaniem badanego w 4 prędkościach kątowych (po przekroczeniu zadanej prędkości kątovej dynamometr generował opór uniemożliwiający badanemu przekroczenie danych wartości prędkości kątowych):

- #1 – stała prędkość kątowa 180 stopni/s
- #2 – stała prędkość kątowa 60 stopni/s
- #3 – stała prędkość kątowa 300 stopni/s
- #4 – stała prędkość kątowa 240 stopni/s

Pomiędzy próbami następowało 15 sekund przerwy. Po zakończeniu badania wykonywano badanie przeciwnej kończyny. W grupie osób po leczeniu operacyjnym badanie rozpoczynano od strony nieoperowanej, w grupie kontrolnej rozpoczynano badanie od dominującej strony. Po zakończeniu badania zapisywano wynik badania w systemie dynamometru.

Podsumowując wyniki badania biomechanicznego z uwagi na zaangażowanie mięśni agonistów i antagonistów zdecydowano podzielić badane parametry na dwie podstawowe grupy – w ruchu wyprostu (dla grupy prostowników stawu kolanowego) i w ruchu zgięcia (dla grupy mięśni kulszowo-goleniowych i mięśnia dwugłowego uda, zginaczy stawu kolanowego).

Z uwagi na dużą liczbę badanych parametrów na dynamometrze Biodex System 4 Pro ® na potrzeby niniejszej analizy zdecydowałem na porównanie wyników następujących parametrów:

- funkcjonalny zakres ruchu (z ang. range of motion)
- maksymalny/szczytowy moment siły (z ang. peak torque)
- maksymalny/szczytowy moment siły odniesiony do wagi ciała (z ang. peak torque/body weight)
- średnia moc (z ang. average power)
- praca całkowita (z ang. total work)
- średnia najwyższych momentów siły (z ang. average peak torque)
- stosunek agonistów do antagonistów (z ang. agoninst/antagonist ratio)

4.4 Metodyka oceny propriocepcji - badanie czucia pozycji stawu

W badaniu czucia pozycji stawu jako składowej propriocepcji stawu kolanowego wykorzystano urządzenie wyprodukowane na potrzeby Katedry i Kliniki Traumatologii, Ortopedii i Chirurgii Ręki Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu. Urządzenie współpracuje z oprogramowaniem komercyjnym PROPRIOMETR®. Urządzenie to wykorzystuje pole magnetyczne ziemi i dzięki zastosowaniu czujników umożliwia pomiar zakresu ruchu stawu oraz określenie pozycji stawu w przestrzeni z dokładnością do 0.1°.

Zestaw pomiarowy zbudowany jest z bezprzewodowego czujnika, modułu łączącego czujnik z komputerem, pilota oraz oprogramowania (89). Urządzenie posiada certyfikat CE co gwarantuje spełnienie norm bezpieczeństwa wymaganych dla urządzeń medycznych.

Osoba badana podczas testu znajdował się w pozycji siedzącej ustabilizowanej w pełnym podparciu o fotel. Badana kończyna ustawiona była w pozycji zgięcia w stawie biodrowym 80-85 stopni, 90 stopni zgięcia w stawie kolanowym, stopa znajdowała się w pozycji pośredniej. Przed

oceną badany uzyskiwał instruktaż dotyczący badania po czym otrzymywał zasłonę na oczy. W ręce utrzymywał pilot służący do zapisywania zadanych pozycji kątowych – wzorcowych i odtworzonych samodzielnie przez badanego. Do stawu skokowego badanej kończyny mocowano bezprzewodowy czujnik.

W pierwszej fazie testu osoba badana przy współudziale osoby wykonującej układała staw kolanowy w odpowiedniej pozycji kątowej. Następnie zadaniem badanego było zatrzymać na 1 sekundę kończynę, zapamiętać jej położenie, zapisać ją za pomocą przycisku pilota i wrócić do pozycji wyjściowej. Następnie zadaniem badanego jest odnalezienie zadanej pozycji kątowej, umieszczenie i utrzymanie kończyny w danej pozycji przez 1 sekundę oraz zapisanie wyniku przez uruchomienie pilota.

W celu oceny czucia pozycji stawu kolanowego badanie było przeprowadzane dla 60 stopni zgięcia, następnie dla 30 stopni zgięcia stawu kolanowego. Oprogramowanie zapisywało każdą próbę wyrażoną jako wartość bezwzględna różnicy czynnego odtworzenia pozycji stawu. Badanie dla każdej pozycji powtarzano trzykrotnie. W grupie osób po zabiegu operacyjnym badanie rozpoczynano od strony nieoperowanej, w grupie kontrolnej rozpoczynano badanie od dowolnej strony. Po zakończeniu badania wyniki wprowadzano do arkusza kalkulacyjnego.



Ryc. 34 Pozycja badanego na fotelu i mocowanie Propriometru (materiał własny)

4.5 Analiza statystyczna

Wszystkie dane zostały wprowadzone do arkusza kalkulacyjnego w programie Microsoft Excel zostały poddane analizie statystycznej przy pomocy programu statystycznego Statistica 13®. Podstawowa statystyka opisowa dla zmiennych mierzalnych obejmowała wyznaczenie: średniej, mediany, minimum, maksimum oraz odchylenia standardowego. W obliczeniach dla zmiennych ilościowych wielu grup niezależnych spełniających kryteria rozkładu normalnego użyto testu analizy wariancji ANOVA, a dla zmiennych ilościowych nie spełniających warunku rozkładu normalnego lub różnorodnej wariancji, w przypadku spełnia kryteria rozkładu normalnego, zastosowano test wielu prób niezależnych Kruskala-Wallisa. Celem określenia istotności p testu pomiędzy badanymi grupami zastosowano testy post-hoc. W obliczeniach dla zmiennych ilościowych dwóch grup zależnych spełniających kryteria rozkładu normalnego użyto testu t Studenta, a dla zmiennych ilościowych niezgodnych z normalnością rozkładu zastosowano test Wilcozona. W obliczeniach dla zmiennych nominalnych dwóch grup niezależnych wykorzystano test χ^2 . Poziom istotności wykonanych testów przejęto przy wartości $p < 0.05$.

W celu oceny współczynnika korelacji wykorzystano test rang Spearmana z następującą interpretacją wyniku:

$r = 0$ nie stwierdzono korelacji pomiędzy zmiennymi

$0 < r < 0.25$ korelacja nikła,

$0.25 \leq r < 0.39$ korelacja słaba,

$0.4 \leq r < 0.69$ korelacja średnia,

$0.7 \leq r < 0.89$ korelacja bardzo wysoka,

$0.9 \leq r < 1$ korelacja prawie pełna

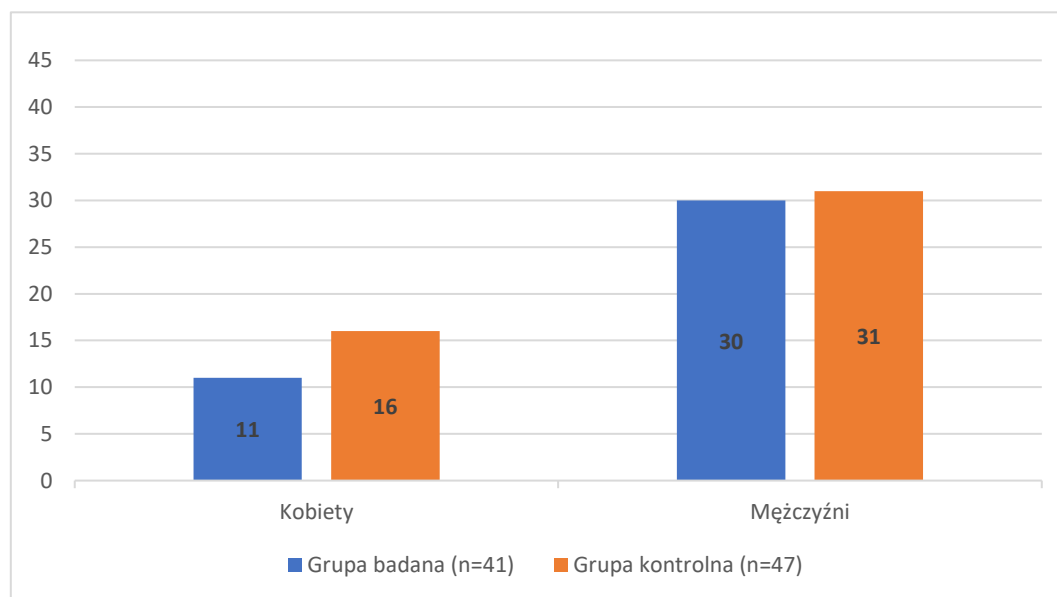
5. Wyniki

Porównanie grup między sobą

W podsumowaniu statystycznym grupy badanej i kontrolnej nie wykazało istotnej statystycznie różnicy wieku pomiędzy grupami. Różnicy tej nie wykazano również po podsumowaniu rozkładu płci ($p=0.092$, test χ^2). Szczegółowe porównanie grup pod względem wieku przedstawia Tabela 1, a względem płci Rycina 35.

Tabela 1. Porównanie grup pod względem wieku

	Średnia	Mediana	OS	Min	Max	p
Grupa badana (n=41)	42	41	7.5	27	60	NS 0.41 test t Student
Grupa kontrolna (n=47)	40.2	35	12.1	20	65	

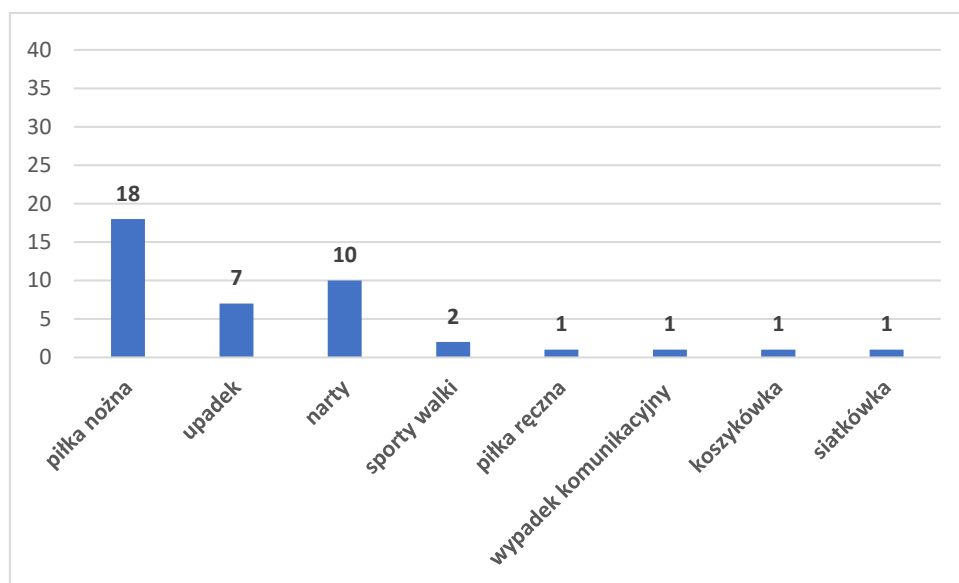


Ryc. 35 Rozkład płci pomiędzy grupami

5.1 Badanie kliniczne podmiotowe – grupa badana

5.1.1 Przyczyna i mechanizm urazu, okres przed i pooperacyjny

Najczęstszą przyczyną uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego był uraz kolana podczas uprawiania piłki nożnej, kolejną co do częstości przyczyną był uraz na nartach, następnie upadek, uraz podczas uprawiania sportów walki. Inne aktywności, będące przyczyną urazu to: piłka ręczna, piłka siatkowa czy koszykowa. Rozkład procentowy przedstawia Rycina 36.



Ryc. 36 Przyczyna urazu

Średni czas od urazu do operacji i jego charakterystykę przedstawia Tabela 2.

Tabela 2. Czas od urazu do operacji (w tygodniach)

Średnia	Mediana	OS	Min	Max
10.0	4.0	12.4	2.0	52.0

Średni czas rehabilitacji pooperacyjnej i jego charakterystykę przedstawia Tabela 3.

Tabela 3. Czas rehabilitacji pooperacyjnej (w tygodniach)

Średnia	Mediana	OS	Min	Max
8.7	6.0	6.9	1.0	24.0

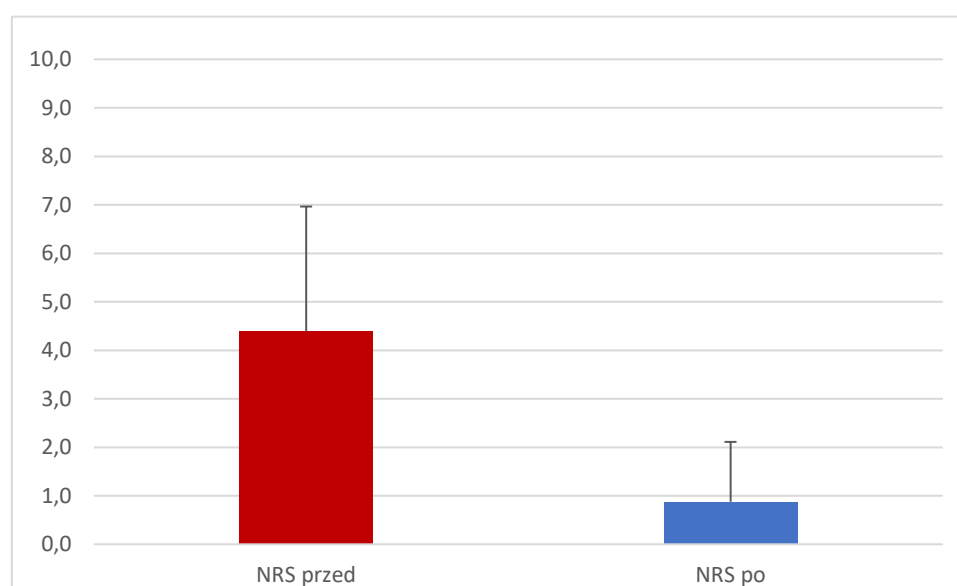
Średni czas od operacji do badania i jego charakterystykę przedstawia Tabela 4.

Tabela 4. Czas badania po operacji (w latach)

Średnia	Mediana	OS	Min	Max
7.1	8.0	1.6	5.0	9.0

5.1.2 Ocena zmiany nasilenia dolegliwości bólowych

Porównanie nasilenia bólu w grupie badanej przed leczeniem i w badaniu kontrolnym przedstawia Rycina 37. Średnie nasilenie dolegliwości bólowych w przebiegu leczenia operacyjnego uległo istotnemu zmniejszeniu z 4.4 ± 2.6 przez zabiegiem do 0.9 ± 1.2 w badaniu kontrolnym ($p=0.000001$, Test t Student).

**Ryc. 37 Porównanie dolegliwości bólowych w grupie badanej przed i po operacji**

5.1.3 Subiektywna ocena funkcji stawu kolanowego po operacji

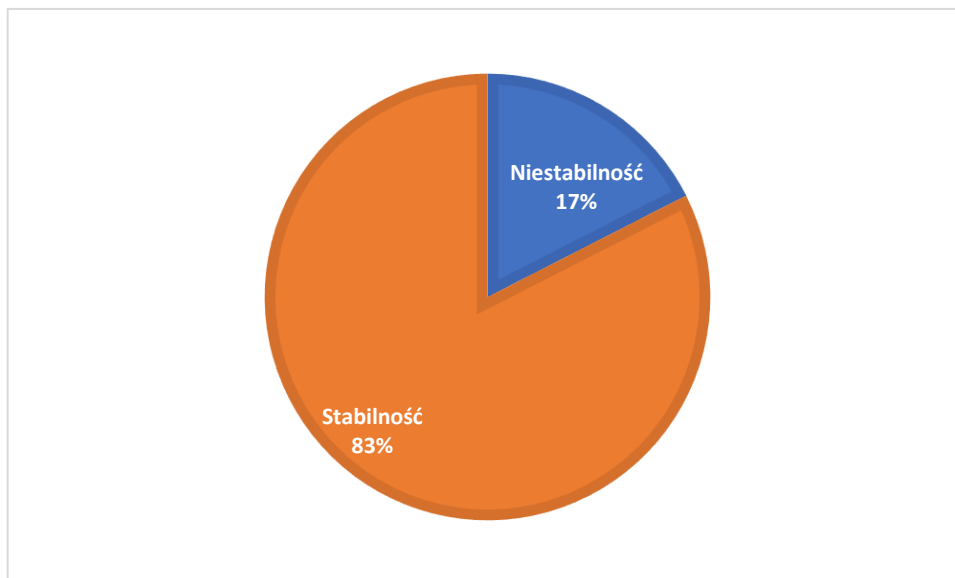
U osób po leczeniu operacyjnym średnia subiektywna ocena funkcji operowanego stawu kolanowego znajdowała się w czwartym kwartylu stosowanych skal. Wyniki oceny funkcji w skalach subiektywnych przedstawiono w Tabeli 5.

Tabela 5. Wyniki oceny kwestionariuszy w grupie badanej

	Średnia	Mediana	OS	Min	Max
UCLA	8.2	9	1.8	4	10
Lysholm	88.4	95	16.5	10	100
IKDC	86.7	90.8	13.4	42.5	100

5.1.4 Subiektywna ocena niestabilności

W ocenie subiektywnej niestabilności stawu kolanowego 7 z 41 badanych poddanych ocenie stwierdziło, że operowany staw kolanowy jest niestabilny. Procentowy rozkład oceny stabilności operowanego stawu kolanowego dokonanej przez chorych przedstawia Rycina 38.



Ryc. 38 Subiektywna ocena stabilności stawu kolanowego po leczeniu operacyjnym

5.2. Badanie kliniczne przedmiotowe

5.2.1 Zakres ruchu – grupa badana

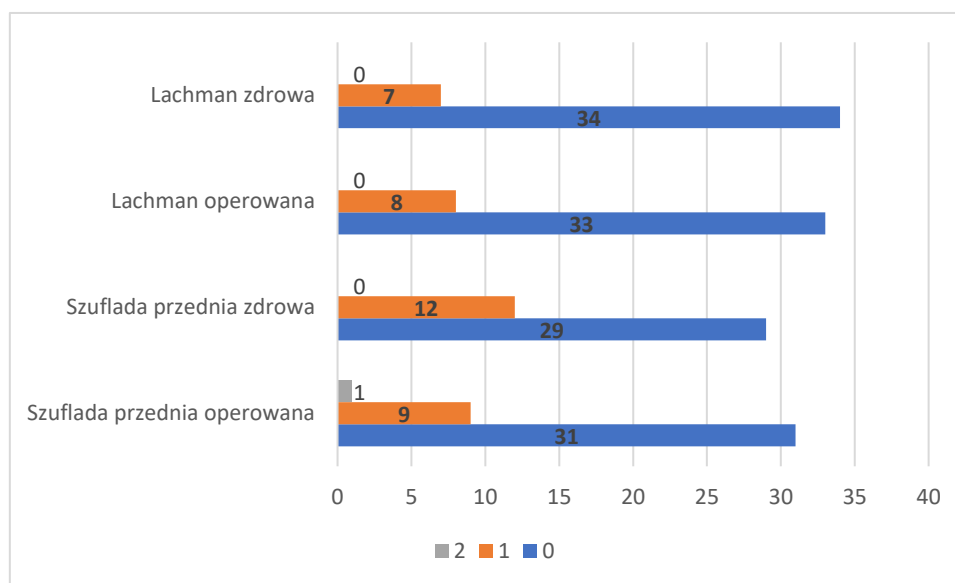
Ocena zakresu ruchu stawu kolanowego po leczeniu operacyjnym przedstawiono w Tabeli 6.

Tabela 6. Zakres ruchomości stawów kolanowych w grupie badanej

	Kończyna	Średnia	Mediana	OS	Min	Max	p
ZGIĘCIE	Operowana	135.1	135.0	6.3	120.0	150.0	NS
	Nieoperowana	138.0	140.0	4.9	130.0	150.0	0.875 Wilcoxon test
WYPROST	Operowana	-0.1	0	0.8	-5.0	0	NS
	Nieoperowana	-0.1	0	0.8	-5.0	0	

5.2.2 Ocena niestabilności stawów kolanowych w grupie badanej

Wyniki testu Lachmana i szuflady przedniej przeprowadzonego w dniu badania przedstawia Rycina 39.



Ryc. 39 Ocena stabilności stawów kolanowych w grupie badanej (cyfra 0-2 wskazuje stopień niestabilności - liczba plusów, zgodnie z metodyką)

Ocena niestabilności stawów kolanowych w oparciu o test pivot shift u wszystkich w grupie badanej obustronnie wykazała wynik negatywny. Wyniki testów Lachmana, szuflady przedniej i pivot shift w całej grupie kontrolnej badanej obustronnie wykazały wynik negatywny.

5.2.3 Ilościowa ocena niestabilności z zastosowaniem aparatu Rolimeter

Analiza ilościowa stabilności nie wykazała istotnych różnic pomiędzy operowanym stawem kolanowym oraz kończyna przeciwną. Wyniki analiz przedstawiono w Tabeli 7.

Tabela 7 Ilościowa ocena niestabilności w grupie badanej

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max	p
30°	Operowana	2.7	2	1.2	0	6	NS 0.42 test t Student
	Nieoperowana	2.9	3	1.3	0	6	
90°	Operowana	3	2	1.4	2	8	NS 0.86 test t Student
	Nieoperowana	3	4	1.3	0	6	

5.3. Wyniki badania biomechanicznego

5.3.1. Funkcjonalny zakres ruchu na dynametrze Biodex System 4 Pro

Porównanie wyników funkcjonalnego zakresu ruchu w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej stawu kolanowego przedstawia Tabela 8.

Tabela 8. Funkcjonalny zakres ruchu stawu kolanowego w badaniu dynamicznym (°) – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA i Kruskala-Wallisa)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	107.3	108.5	7.3	84.9	121
	Kończyna nieoperowana	107.3	108.2	8.2	87.4	129.6
	Grupa kontrolna	107.1	106.6	23.7	60.5	244.1
	p	NS Kruskal Wallis p=0.7379				
60	Kończyna operowana	101.7	103.3	9.7	81.9	119.6
	Kończyna nieoperowana	101.2	100.4	9	85.5	119
	Grupa kontrolna	97	98.6	11.5	71.3	124
	p	NS ANOVA p=0.0643				
300	Kończyna operowana	107.2	108.2	7.1	84.2	120.8
	Kończyna nieoperowana	106.4	108.9	7.5	86.8	120.7
	Grupa kontrolna	102	103	10.7	72.7	122.1
	p	NS Kruskal Wallis p=0.2277				
240	Kończyna operowana	107.4	108	7.1	84.5	120.8
	Kończyna nieoperowana	107.1	109	7.4	87.2	120.8
	Grupa kontrolna	104.7	104.7	10.7	73.2	122.8
	p	NS Kruskal Wallis p=0.0742				

5.3.2 Ocena parametrów biomechanicznych w ruchu wyprostu

5.3.2.1 Maksymalny moment siły (peak torque)

Porównanie wyników maksymalnego momentu siły w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy prostowników stawu kolanowego przedstawia Tabela 9.

Tabela 9. Maksymalny moment siły (Nm) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	105	112.6	43.2	20.1	199.1
	Kończyna nieoperowana	115.2	127.5	47.2	22.2	219.8
	Grupa kontrolna	94.2	94.2	32.9	17.8	158.1
	p	NS ANOVA test p=0.06				
60	Kończyna operowana	168.5	174.8	66.1	50.1	296.5
	Kończyna nieoperowana	186.2	206.5	71.5	36.7	330.6
	Grupa kontrolna	160.3	160.3	54.9	15.7	307.6
	p	NS ANOVA p=0.169				
300	Kończyna operowana	85	93.9	32.1	16.8	142.4
	Kończyna nieoperowana	87.2	89.4	33.2	18.7	148.8
	Grupa kontrolna	67.5	64.1	20.9	13.7	112.5
	p	NS ANOVA p=0.08				
240	Kończyna operowana	96	97.5	36.6	34.2	216.7
	Kończyna nieoperowana	101.6	103.7	43.1	23.4	256.8
	Grupa kontrolna	84.6	84.6	28	19	164.6
	p	NS ANOVA p=0.3936				

5.3.2.2 Maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała (peak torque/body weight)

Porównanie wyników maksymalnego momentu siły odniesionego do wagi ciała w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy prostowników stawu kolanowego przedstawia Tabela 10.

Tabela 10. Maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała (Nm/kg) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	122.1	121.5	39.4	36.1	195.7
	Kończyna nieoperowana	134.1	150.6	41.4	39.7	216.1
	Grupa kontrolna	127.2	132.6	38.3	33.5	192.2
	p	NS ANOVA p=0.3936				
60	Kończyna operowana	196.5	189.6	60.5	89.8	313
	Kończyna nieoperowana	217.2	239.3	63	65.8	325.1
	Grupa kontrolna	216.3	221.2	66.2	25.8	340.5
	p	NS ANOVA p= 0.2527				
300	Kończyna operowana	98.8	104.1	27.6	30.1	158.9
	Kończyna nieoperowana	101.8	108.4	28.5	33.4	157.1
	Grupa kontrolna	94	91.9	26.8	22.5	153
	p	NS ANOVA p=0.4139				
240	Kończyna operowana	112.9	110.3	35.9	61.3	271.2
	Kończyna nieoperowana	118.6	124.8	42.5	41.9	321.3
	Grupa kontrolna	114	114	33.4	31.2	175.4
	p	NS ANOVA p=0.7690				

5.3.2.3 Średnia moc (average power)

Porównanie wyników średniej mocy (W) w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy prostowników stawu kolanowego przedstawia Tabela 11.

Tabela 11. Średnia moc (W) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	165.9	176.9	83.2	18.3	367.8
	Kończyna nieoperowana	187.2	185.9	110.4	21.9	650.1
	Grupa kontrolna	140.9	140.9	56.1	9.1	262.1
	p	NS Kruskal Wallis p=0.0849				
60	Kończyna operowana	110.6	111.4	45	23.5	202.6
	Kończyna nieoperowana	120.9	130.2	47.6	18.8	206.3
	Grupa kontrolna	101.1	101.1	34.1	11.1	183.9
	p	NS ANOVA. p=0.0913				
300	Kończyna operowana	184.6	208.1	76.2	26.4	328.9
	Kończyna nieoperowana	197.3	202.9	91.2	22.8	383.7
	Grupa kontrolna	148.4	140.1	63.9	10.4	296
	p	Kończyna nieoperowana vs. Grupa kontrolna p=0.024 Kruskal Wallis p=0.0147				
240	Kończyna operowana	180.3	203.6	69.1	56.5	326.1
	Kończyna nieoperowana	187.6	193.7	70.4	39.9	329
	Grupa kontrolna	161.7	161.7	64	11.7	330.3
	p	NS Kruskal Wallis p=0.1528				

5.3.2.4 Praca całkowita (total work)

Porównanie wyników pracy całkowitej (J) w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy prostowników stawu kolanowego przedstawia Tabela 12.

Tabela 12. Praca całkowita (J) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	465.3	471.1	215.5	65.4	1051.9
	Kończyna nieoperowana	476.5	471.2	228.8	77.5	948.9
	Grupa kontrolna	424.6	421.5	225.5	22.9	1144.3
	p	NS Kruskal Wallis p=0.3195				
60	Kończyna operowana	536.3	539.3	246.3	129.2	1496.2
	Kończyna nieoperowana	584.4	560.3	273.7	99.7	1635.7
	Grupa kontrolna	510.5	459.6	288.8	38	1515.9
	p	NS Kruskal Wallis p=0.1172				
300	Kończyna operowana	362.5	376.3	140	68.3	696.8
	Kończyna nieoperowana	387.8	405.9	167.3	69.2	771.2
	Grupa kontrolna	287.7	270.1	114	24.3	555.2
	p	Kończyna nieoperowana vs. Kończyna operowana p=0.9606 Kończyna nieoperowana vs. Grupa kontrolna p=0.1788 Kończyna operowana vs. Grupa kontrolna p=0.2896				
240	Kończyna operowana	1509.8	1613.9	574	516	2859.7
	Kończyna nieoperowana	1552	1629.3	594.5	381.8	2970.9
	Grupa kontrolna	1352.5	1352.3	521.3	138.4	2620.9
	p	ANOVA. p=0.0022 NS ANOVA p=0.2212				

5.3.2.5 Średnia najwyższych momentów siły (average peak torque)

Porównanie wyników średniej najwyższych momentów siły (Nm) w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy prostowników stawu kolanowego przedstawia Tabela 13.

Tabela 13. Średnia najwyższych momentów siły (Nm) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	90.2	95.9	39.6	14.8	184.4
	Kończyna nieoperowana	93.6	98.5	42.1	17	189.1
	Grupa kontrolna	77,2	77.3	26.2	15.4	134.5
	p	NS ANOVA. p=0.0551				
60	Kończyna operowana	152.5	159.4	65.4	11.8	290.8
	Kończyna nieoperowana	173.3	177.2	70	29.7	320.1
	Grupa kontrolna	144.9	145	49.8	14.5	267.4
	p	NS ANOVA. p=0.1102				
300	Kończyna operowana	76.3	82.8	28.3	16.2	133.7
	Kończyna nieoperowana	77.7	80.4	31.1	17.2	144.9
	Grupa kontrolna	61.2	57.1	18.6	12.8	106.8
	p	Kończyna nieoperowana vs. Grupa kontrolna p =0.0137 Kończyna operowana vs. Grupa kontrolna p =0.0269 ANOVA p=0.0021				
240	Kończyna operowana	76.8	80.1	28.9	28.6	171
	Kończyna nieoperowana	80.6	82	30.7	21.1	166.3
	Grupa kontrolna	68.2	68.3	22.5	16.2	139
	p	NS Kruskal Wallis p=0.0906				

5.3.3 Ocena parametrów biomechanicznych w ruchu zgięcia

5.3.3.1 Maksymalny moment siły (peak torque)

Porównanie wyników maksymalnego momentu siły w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy zginaczy stawu kolanowego przedstawia Tabela 14.

Tabela 14. Maksymalny moment siły (Nm) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	60	58.3	31.5	12	184.8
	Kończyna nieoperowana	57	54.1	26.4	11.1	116.8
	Grupa kontrolna	50.2	52.1	17.4	17.5	84.2
	p	NS Kruskal Wallis test p=0.3084				
60	Kończyna operowana	80.1	85.5	31.4	22.2	142.5
	Kończyna nieoperowana	82.8	74.9	38.6	5.5	223.8
	Grupa kontrolna	77.2	77.3	25.3	25.5	148.6
	p	NS ANOVA p=0.7242				
300	Kończyna operowana	52.3	49.5	19.3	10.9	88.7
	Kończyna nieoperowana	52.3	53.5	22	8.8	121.8
	Grupa kontrolna	43.8	42.1	13.6	0	72.6
	p	NS ANOVA p=0.05622				
240	Kończyna operowana	60.3	60.5	22.7	20	117.9
	Kończyna nieoperowana	62.1	59.6	34	14.7	227.4
	Grupa kontrolna	51.4	51.4	16.5	19.8	97.2
	p	NS Kruskal-Wallis p=0.0544				

5.3.3.2 Maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała (peak torque/body weight)

Porównanie wyników maksymalnego momentu siły odniesionego do wagi ciała w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy zginaczy stawu kolanowego przedstawia Tabela 15.

Tabela 15. Maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała (Nm/kg) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	68.4	69.3	25.4	21.4	142.3
	Kończyna nieoperowana	65.6	66.7	23.2	19.8	102.8
	Grupa kontrolna	67.6	67.6	21.5	21.3	106.5
	p	NS ANOVA p= 0.8612				
60	Kończyna operowana	92.8	97.2	26.8	39.8	167.8
	Kończyna nieoperowana	95.5	94.2	36.8	9.8	255.5
	Grupa kontrolna	103.4	103.5	27.6	32.5	151.7
	p	NS ANOVA p= 0.2432				
300	Kończyna operowana	61.1	60.4	16.4	19.5	92.5
	Kończyna nieoperowana	60.8	60.5	18.6	15.7	109.1
	Grupa kontrolna	64	62.8	19.1	20.2	103.6
	p	NS ANOVA p=0.6658				
240	Kończyna operowana	70.1	66.7	18.8	36.4	123.3
	Kończyna nieoperowana	72.4	69.5	37.5	26.3	284.6
	Grupa kontrolna	69.4	70.3	19	22.1	105.9
	p	NS ANOVA p=0.8654				

5.3.3.3 Średnia moc (average power)

Porównanie wyników średniej mocy (W) w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy zginaczy stawu kolanowego przedstawia Tabela 16.

Tabela 16. Średnia moc (W) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	87.3	83.4	48.9	0.8	178.7
	Kończyna nieoperowana	79.2	67.1	52.2	2.5	197.8
	Grupa kontrolna	69.5	73.8	31.6	0.6	140.3
	p	NS Kruskal Wallis p=0.1337				
60	Kończyna operowana	58.2	62.6	24.9	14.7	103.8
	Kończyna nieoperowana	58.8	57.5	25.6	1.5	100.8
	Grupa kontrolna	53.6	55.1	17.4	15.6	94.7
	p	NS ANOVA p=0.4431				
300	Kończyna operowana	83.7	79.1	47.7	9.8	173.8
	Kończyna nieoperowana	85.6	88.7	54	1.2	186.7
	Grupa kontrolna	67.7	65	38.7	2.1	151.3
	p	NS ANOVA p=0.1494				
240	Kończyna operowana	90.3	86.5	41.9	19.2	166.9
	Kończyna nieoperowana	88.6	93.3	42.2	5.5	175.9
	Grupa kontrolna	76.1	84.6	35.6	1.4	146.1
	p	NS ANOVA p=0.1962				

5.3.3.4 Praca całkowita (total work)

Porównanie wyników pracy całkowitej (J) w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy zginaczy stawu kolanowego przedstawia Tabela 17.

Tabela 17. Praca całkowita (J) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	251.5	245.7	136.1	3.4	521.9
	Kończyna nieoperowana	229.8	186.8	142	10	500
	Grupa kontrolna	222.8	222.8	122.9	2.0	645
	p	NS Kruskal Wallis p=0.5407				
60	Kończyna operowana	303.3	304.9	147.1	84.1	853.1
	Kończyna nieoperowana	305.1	273.6	146.1	9.1	769.6
	Grupa kontrolna	291.2	287.5	154	80.1	867.3
	p	NS Kruskal Wallis p=0.5374				
300	Kończyna operowana	179.1	172.5	93.1	24.8	356.4
	Kończyna nieoperowana	184.6	200.1	105	5.4	388.4
	Grupa kontrolna	148.5	142.8	75.1	6.2	324.7
	p	NS ANOVA p=0.1121				
240	Kończyna operowana	789.8	767.7	347.6	198.9	1475.4
	Kończyna nieoperowana	765.8	812.7	339.6	62.4	1409.2
	Grupa kontrolna	671.8	705.8	312.7	15.5	1285.8
	p	NS ANOVA p=0.2197				

5.3.3.5 Średnia najwyższych momentów sił (average peak torque)

Porównanie wyników średniej najwyższych momentów siły (Nm) w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej dla grupy zginaczy stawu kolanowego przedstawia Tabela 18.

Tabela 18. Średnia najwyższych momentów siły (Nm) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	53	53.2	26.1	9.2	131.9
	Kończyna nieoperowana	49.9	49	24.8	7.2	109.3
	Grupa kontrolna	43.2	44.3	15.9	9.5	75
	p	NS ANOVA p=0.0818				
60	Kończyna operowana	76.3	81	30.4	21.3	135.4
	Kończyna nieoperowana	76.7	73	31.6	4.2	138.6
	Grupa kontrolna	71.7	71.7	24	23.3	139.1
	p	NS ANOVA p=0.6195				
300	Kończyna operowana	47.1	45.1	17.6	10	81.4
	Kończyna nieoperowana	47	46.8	19.4	7.7	86
	Grupa kontrolna	40.9	37.7	12.3	16.7	70.5
	p	NS ANOVA p=0.0917				
240	Kończyna operowana	49.5	51.3	19.6	16.5	96.1
	Kończyna nieoperowana	49.9	49.3	23.1	11.3	150.7
	Grupa kontrolna	42	42	14.4	16.2	79.9
	p	NS Kruskal Wallis p=0.1016				

5.3.4 Stosunek agonistów do antagonistów (agonist/antagonist ratio)

Porównanie wyników stosunku agonistów do antagonistów (%) – grupy kulszowo-goleniowej do mięśnia czworogłowego w poszczególnych próbach o zmiennej prędkości kątowej przedstawia Tabela 19.

Tabela 19. Stosunek agonistów (zginaczy stawu kolanowego) do antagonistów (prostowników stawu kolanowego) (%) – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa)

		Średnia	Mediana	OS	Min	Max
180	Kończyna operowana	56.4	54	12.8	35.4	105.1
	Kończyna nieoperowana	47.6	48.1	12.4	0	74.2
	Grupa kontrolna	54.5	54.6	11.9	22.5	100.6
	p	Kończyna nieoperowana vs. Kończyna operowana p=0.0109 Kończyna nieoperowana vs. Grupa kontrolna p=0.0412 Kruskal Wallis p=0.0078				
60	Kończyna operowana	48.3	48.4	8.6	26.4	67.1
	Kończyna nieoperowana	44.1	42.4	12.3	14.9	100.5
	Grupa kontrolna	49.2	47.8	8.7	36.7	80.8
	p	Kończyna nieoperowana vs. Grupa kontrolna p=0.0493 Kruskal Wallis p=0.049				
300	Kończyna operowana	63.6	64.5	13.7	38.7	101.1
	Kończyna nieoperowana	59.4	61.1	16.4	0	97
	Grupa kontrolna	65.2	62.1	13	30.2	107.4
	p	NS Kruskal Wallis p=0.2942				
240	Kończyna operowana	62.1	63	16.1	0	97.4
	Kończyna nieoperowana	58.9	58.9	13.6	0	88.6
	Grupa kontrolna	61.3	61.2	11.7	35.4	106.1
	p	NS Kruskal Wallis p=0.4127				

5.4 Wyniki oceny czucia pozycji stawu jako składowej propriocepcji

5.4.1 Badanie czucia pozycji stawu dla 30 stopni zgięcia

Porównanie wyników błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu kolanowego dla 30 stopni zgięcia w trzech próbach (I-III) przedstawia Tabela 20. Badanie nie wykazało istotnej różnicy pomiędzy badanymi grupami.

Tabela 20. Błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu kolanowego dla 30 stopni zgięcia w trzech próbach (I-III) (test Kruskala-Wallisa)

		średnia	mediana	OS	min	max
I	Kolano operowane	4.8	5.3	2.9	0.4	12.2
	Kolano nieoperowane	4.9	4.4	3.5	0.1	14.2
	Grupa kontrolna	3.7	3.6	2.0	0.6	12.4
	p	NS Kruskal Wallis p=0.4496				
II	Kolano operowane	5.0	5.0	4.2	0.2	23.2
	Kolano nieoperowane	4.9	4.3	3.5	0.2	14.9
	Grupa kontrolna	4.5	4.4	2.0	1.5	11.5
	p	NS Kruskal Wallis p=0.9767				
III	Kolano operowane	5.6	4.8	5.3	0.2	25.5
	Kolano nieoperowane	4.6	4.4	2.9	0.1	11.1
	Grupa kontrolna	4.6	4.5	2.3	1.2	12.6
	p	NS Kruskal Wallis p=0.9650				

5.4.2 Badanie czucia pozycji stawu dla 60 stopni zgięcia

Porównanie wyników błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu kolanowego dla 60 stopni zgięcia w trzech próbach (I-III) przedstawia Tabela 21.

Tabela 21 Błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu kolanowego dla 60 stopni zgięcia w trzech próbach (I-III) (test Kruskala Wallisa)

		średnia	mediana	OS	min	max
I	Kolano operowane	3.3	2.9	2.6	0	11.3
	Kolano nieoperowane	4.3	4.2	3.3	0.2	12.6
	Grupa kontrolna	3.9	3.9	2.4	0.5	15.1
	p	NS Kruskal Wallis p=0.2016				
II	Kolano operowane	3.5	2.5	4.0	0.1	17.8
	Kolano nieoperowane	3.2	2.3	2.7	0.1	14.0
	Grupa kontrolna	3.5	3.4	1.8	0.4	9.4
	p	NS Kruskal Wallis p=0.062				
III	Kolano operowane	3.7	2.4	4.4	0	18.5
	Kolano nieoperowane	3.1	2.7	2.3	0.1	9.5
	Grupa kontrolna	3.7	3.7	2.3	0.2	16.0
	p	NS Kruskal Wallis p=0.0990				

5.5 Analiza zależności pomiędzy wynikami kwestionariuszy, a badaniem biomechanicznym

W ocenie korelacji analizie poddano zmiany parametrów biomechanicznych mięśni działających na staw kolanowy z wynikami kwestionariuszy oceny funkcji stawu kolanowego – UCLA, IKDC i Lysholm. W ocenie statystycznej wykorzystano korelacje rang Spearmana dla zmiennych nieparametrycznych oraz korelacje Pearsona dla zmiennych parametrycznych.

5.5.1 Kwestionariusz UCLA

Szczegółowe istotne statystycznie zależności pomiędzy wynikami kwestionariusza UCLA, a pozostałymi parametrami przedstawia Tabela 22. Istotne korelacje o średniej wartości r stwierdzono głównie po stronie kończyny operowanej w próbie 60 stopni/sekundę w ruchu wyprostu stawu kolanowego.

Tabela 22 Zależności pomiędzy wynikami kwestionariusza UCLA, a pozostałymi parametrami

Próba	Parametr	Kończyna	Kierunek ruchu	r	p
180 stopni/sekundę	Szczytowy moment siły (PQ)	Operowana	Wyprost	0.36	0.02
		Nieoperowana	Zgięcie	0.34	0.027
	Szczytowy moment siły w stosunku do wagi ciała (PQ/BW)	Operowana	Wyprost	0.33	0.32
		Nieoperowana	Wyprost	0.42	0.007
		Nieoperowana	Zgięcie	0.41	0.008
	Średnia moc (avg power)	Operowana	wyprost	0.36	0.019
	Praca całkowita (total work)	Operowana	Zgięcie	0.39	0.012
		Operowana	Zgięcie	0.34	0.031
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Operowana	Wyprost	0.36	0.02
60 stopni/sekundę	Szczytowy moment siły (PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.31	0.042
		Operowana	Wyprost	0.4	0.01
		Nieoperowana	Zgięcie	0.31	0.044
		Operowana	Zgięcie	0.36	0.018
	Szczytowy moment siły w stosunku do wagi ciała (PQ/BW)	Nieoperowana	Wyprost	0.34	0.028
		Operowana	Wyprost	0.5	0.002
		Nieoperowana	Zgięcie	0.34	0.029
		Operowana	Zgięcie	0.5	0.001
	Średnia moc	Nieoperowana	Wyprost	0.38	0.013

300 stopni/sekundę	(avg power)	Operowana	Wyprost	0.44	0.004
		Nieoperowana	Zgięcie	0.4	0.009
		Operowana	Zgięcie	0.39	0.011
	Praca całkowita (total work)	Nieoperowana	Wyprost	0.33	0.035
		Operowana	Wyprost	0.39	0.011
		Nieoperowana	Zgięcie	0.37	0.017
		Operowana	Zgięcie	0.36	0.018
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.32	0.04
		Operowana	Wyprost	0.45	0.003
		Nieoperowana	Zgięcie	0.35	0.023
		Operowana	Zgięcie	0.36	0.02
	Szczytowy moment siły (PQ)	Operowana	Wyprost	0.32	0.041
	Średnia moc (avg power)	Operowana	Wyprost	0.4	0.009
	Praca całkowita (total work)	Nieoperowana	Wyprost	0.31	0.043
		Operowana	Wyprost	0.37	0.014
		Operowana	Zgięcie	0.31	0.048
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Operowana	Wyprost	0.33	0.034
240 stopni/sekundę	Szczytowy moment siły (PQ)	Operowana	Wyprost	0.38	0.014
		Operowana	Zgięcie	0.35	0.024
	Szczytowy moment siły w stosunku do wagi ciała (PQ/BW)	Operowana	zgięcie	0.5	0.001
	Średnia moc (avg power)	Nieoperowana	Wyprost	0.33	0.032
		Operowana	Wyprost	0.37	0.018
		Nieoperowana	Zgięcie	0.34	0.027
		Operowana	Zgięcie	0.4	0.009
	Praca całkowita (total work)	Nieoperowana	Wyprost	0.31	0.042
		Operowana	Wyprost	0.34	0.029
		Nieoperowana	Zgięcie	0.35	0.025
		Operowana	Zgięcie	0.38	0.014
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Operowana	Wyprost	0.35	0.024
		Operowana	Zgięcie	0.4	0.011

5.5.2 Kwestionariusz IKDC

Szczegółowe istotne statystycznie zależności pomiędzy wynikami kwestionariusza IKDC, a pozostałymi parametrami przedstawia Tabela 23. Istotne korelacje o średniej wartości r stwierdzono głównie po stronie kończyny operowanej w próbie 60 stopni/sekundę w ruchu wyprostu i zgięcia stawu kolanowego.

Tabela 23 Zależności pomiędzy wynikami kwestionariusza IKDC, a pozostałymi parametrami

Próba	Parametr	Kończyna	Kierunek ruchu	r	p
180 stopni/sekundę	Szczytowy moment siły (PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.36	0.019
		Operowana	Wyprost	0.41	0.008
		Nieoperowana	Zgięcie	0.34	0.029
		Operowana	Zgięcie	0.39	0.012
	Szczytowy moment siły w stosunku do wagi ciała (PQ/BW)	Operowana	Zgięcie	0.37	0.018
	Średnia moc (avg power)	Operowana	Wyprost	0.38	0.015
		Operowana	Zgięcie	0.43	0.005
	Praca całkowita (total work)	Operowana	Wyprost	0.37	0.017
		Operowana	Zgięcie	0.42	0.007
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.35	0.024
		Operowana	Wyprost	0.39	0.013
		Nieoperowana	Zgięcie	0.32	0.041
		Operowana	Zgięcie	0.4	0.01
60 stopni/sekundę	Szczytowy moment siły (PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.33	0.031
		Operowana	Wyprost	0.46	0.003
		Operowana	Zgięcie	0.5	0.001
	Szczytowy moment siły w stosunku do wagi ciała (PQ/BW)	Operowana	Wyprost	0.35	0.023
		Operowana	Zgięcie	0.44	0.004
	Średnia moc (avg power)	Nieoperowana	Wyprost	0.36	0.19
		Operowana	Wyprost	0.44	0.004
		Nieoperowana	Zgięcie	0.38	0.015
		Operowana	Zgięcie	0.49	0.001
	Praca całkowita (total work)	Operowana	Wyprost	0.33	0.036
		Operowana	Zgięcie	0.4	0.01
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.37	0.018
		Operowana	Wyprost	0.5	0.001
		Nieoperowana	Zgięcie	0.36	0.02
		Operowana	Zgięcie	0.5	0.001
300 stopni/sekundę	Szczytowy moment siły	Nieoperowana	Wyprost	0.33	0.031
		Operowana	Wyprost	0.36	0.02

240 stopni/sekundę	(PQ)	Nieoperowana	Zgięcie	0.37	0.018
		Operowana	Zgięcie	0.38	0.014
	Średnia moc (avg power)	Nieoperowana	Wyprost	0.37	0.019
		Operowana	Wyprost	0.4	0.011
		Nieoperowana	Zgięcie	0.35	0.011
		Operowana	Zgięcie	0.4	0.023
	Praca całkowita (total work)	Nieoperowana	Wyprost	0.34	0.032
		Operowana	Wyprost	0.35	0.027
		Nieoperowana	Zgięcie	0.35	0.029
		Operowana	Zgięcie	0.4	0.011
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.34	0.03
		Operowana	Wyprost	0.35	0.023
		Nieoperowana	Zgięcie	0.36	0.02
		Operowana	Zgięcie	0.36	0.19
	Szczytowy moment siły (PQ)	Operowana	Wyprost	0.36	0.022
		Operowana	zgięcie	0.44	0.004
	Szczytowy moment siły w stosunku do wagi ciała (PQ/BW)	Operowana	zgięcie	0.36	0.02
	Średnia moc (avg power)	Nieoperowana	Wyprost	0.35	0.26
		Operowana	Wyprost	0.4	0.01
		Nieoperowana	Zgięcie	0.36	0.022
		Operowana	Zgięcie	0.43	0.006
	Praca całkowita (total work)	Nieoperowana	Wyprost	0.32	0.04
		Operowana	Wyprost	0.37	0.02
		Nieoperowana	Zgięcie	0.37	0.03
		Operowana	Zgięcie	0.38	0.013
	Średnia najwyższych momentów sił (avg PQ)	Nieoperowana	Wyprost	0.32	0.042
		Operowana	Wyprost	0.35	0.025
		Operowana	Zgięcie	0.42	0.006

5.5.3 Kwestionariusz Lysholma

Badanie statystyczne nie wykazało istotnych zależności pomiędzy badanymi parametrami, a wynikami kwestionariusza Lysholma.

5.6. Podsumowanie wyników

W badaniach wykazano, że technika operacyjna metodą LARS® pozwala na uzyskanie satysfakcjonującego dla pacjentów zmniejszenia dolegliwości bólowych oraz dobrej stabilności stawu kolanowego potwierdzonego badaniami klinicznymi oraz wynikami kwestionariuszy.

W badaniach wykazano dodatkowo, że zdecydowana większość wybranych parametrów biomechanicznych po zastosowaniu leczenia operacyjnego metodą LARS® nie różni się istotnie od wyników kończyny zdrowej oraz grupy kontrolnej. Jedyne istotne różnice dotyczą parametrów biomechanicznych badanych w ruchu wyprostowania stawu kolanowego w próbie 300 stopni/sekundę oraz różnicy stosunku agonistów do antagonistów stawu kolanowego badanych w próbie 180 stopni/sekundę i 60 stopni/sekundę, jednakże różnica ta dotyczy zarówno w odniesieniu do stawu nieoperowanego jak i grupy kontrolnej.

W badaniach czucia pozycji stawu jako składowej propriocepcji nie wykazano istotnych różnic czynnego błędu odtworzenia pozycji stawu pomiędzy kończyną operowaną, nieoperowaną, a grupą kontrolną.

W podsumowaniu wyników kwestionariuszy wykazano istotną korelację średniego stopnia pomiędzy parametrami biomechanicznymi badanymi w ruchu wyprostowania i zgięcia kończyny operowanej w próbie 60 stopni/sekundę, a wynikami kwestionariusza UCLA i IKDC2000, jednakże żadna z analiz nie wskazywała na stopień korelacji większy niż średni ($r=0.5$).

6. Dyskusja

Współcześnie sport stał się modną formą spędzania wolnego czasu i dbania o zdrowy styl życia. Wg badań CBOS-u 66% Polaków uprawia sport w ciągu roku z czego 40% podejmuje aktywność regularną, a 26% sporadyczną. Motywacją najczęściej jest chęć zachowania zdrowia, w dalszej kolejności przyjemność i sposób na wspólną aktywność ze znajomymi i rodziną (90). Pojawia się także chęć naśladowania wyczynowych sportowców i podejmowania wyzwań w postaci sportów ekstremalnych dotąd zarezerwowanych dla wąskiej grupy w tym zawodowców. Poprawa sytuacji ekonomicznej także wpływa na zainteresowanie dziedzinami dotąd nieosiągalnymi z racji wysokich wymagań finansowych.

Wszystkie te aspekty pociągają za sobą wzrost urazowości, a skręcenia stawu kolanowego z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego stają się jednymi z najczęstszych obrażeń narządu ruchu. W USA roczna liczba samych uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego osiąga niemal 125 tysięcy z czego u blisko 100 tysięcy wykonane zostają operacje rekonstrukcyjne (91,92). Wraz z rozwojem technik operacyjnych pojawiały się idee, których celem było skrócenie czasu operacji, okresu powrotu do sprawności oraz uniknięcie dolegliwości związanych z miejscem pobrania autogennej przeszczepu. Stąd rozwój technik z użyciem przeszczepów allogenicznych czy nawet ksenogenicznych (49,93). Podejmowano także próby stosowania przeszczepów świeżo pobranych ścięgien od żywych dawców np. rodziców (94, 95). W związku z obawami o przenoszenie chorób zakaźnych równocześnie rozwijały się techniki z użyciem materiałów syntetycznych.

Przez pierwsze 30 lat poszukiwań właściwego materiału wyniki były niezadowalające. Okazało się, że znalezienie idealnego, biokompatybilnego wszczepu nie jest proste. Szereg pożądanych cech jak stabilność chemiczna, wysoki stopień polimeryzacji, brak zanieczyszczeń przez związki używane w procesie produkcyjnym oraz optymalna struktura przestrzenna umożliwiająca osiedlanie fibroblastów była początkowo nieosiągalna. Pożądany polimer powinien także charakteryzować się dobrymi właściwościami mechanicznymi, odpornością na rozciąganie, ścinanie jak i skręcanie (96). Podejmowane są także próby połączenia materiału syntetycznego jako swoistego rusztowania z przeszczepem autogennym jako źródłem biologicznego materiału wspomagającego proces odbudowy uszkodzonego więzadła - ligamentyzacji (97).

6.1 Omówienie wyników skal subiektywnych

Zastosowany w metodyce powyższej pracy kwestionariusz IKDC2000 jest powszechnie stosowanym przez badaczy narzędziem pozwalającym na ocenę funkcjonalną stawu kolanowego. Svantesson i wsp. (98) wskazują IKDC2000 jako wiarygodne i wartościowe narzędzie w ocenie funkcji stawu kolanowego po uszkodzeniu ACL. Ponadto autorzy potwierdzili powtarzalność oceny funkcji stawu kolanowego przy pomocy urządzenia Rolimeter®. Wellsandt i wsp. (99) dokonali w swojej pracy oceny 105 sportowców z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego po 5 latach od urazu leczonych operacyjnie i nieoperacyjnie. 83 pacjentów było leczonych operacyjnie, a 22 nieoperacyjnie. Po podsumowaniu wyników pacjentów badacze nie wykazali istotnej różnicy pomiędzy badanymi grupami. IKDC2000 w grupie operowanej wyniósł 92.1 ± 9.7 , a w grupie nieoperowanej 87.8 ± 11.9 . Podobne wyniki skali IKDC2000 uzyskano u pacjentów w powyższym badaniu. Podobnie Hiemstra i wsp. (100) w swojej pracy nie wykazali istotnej różnicy w badaniu funkcji stawu kolanowego ocenianego za pomocą kwestionariusza IKDC2000 pomiędzy badanymi grupami BPTB i HG. Moisała i wsp. (101) uzyskali podobnie dobre wyniki w badaniu funkcji stawu kolanowego ocenianego za pomocą kwestionariusza IKDC2000. Wynik w granicach normy uzyskało 5 pacjentów z grupy BPTB i 9 pacjentów z grupy HG. Wynik średni uzyskało 6 pacjentów z grupy BPTB i 11 pacjentów z grupy HG. Łącznie 69% grupy BPTB uzyskało wynik zbliżony do normy, podczas gdy 71% z grupy HG. Wyniki te odpowiadają wynikom mojej pracy, gdzie 81% pacjentów uzyskało wynik zbliżony do normy. Tow i wsp. (102) w swojej długoterminowej – 2 letniej obserwacji pacjentów i porównaniu grupy 32 pacjentów po przeszczepie z BPTB i 32 pacjentów po przeszczepie HG nie wykazali istotnej różnicy pomiędzy badanymi grupami. Poziom satysfakcji pacjentów po dwóch latach od podjętego leczenia wynosił 83% dobrej satysfakcji dla większości badanej grupy. Wynik ten podobnie jak poprzednie odpowiada wynikom osiągniętym przez pacjentów poddanych ocenie w powyższym badaniu. Moksnes i wsp. (103) porównali wyniki leczenia operacyjnego 50 pacjentów po urazie więzadła krzyżowego przedniego i 52 pacjentów leczonych nieoperacyjnie. Wynik formularza IKDC2000 w grupie leczonej operacyjnie wynosił 84.6 ± 13.3 , w grupie pacjentów leczonych nieoperacyjnie 88 punktów. Basdelioglu i wsp. (104) w swojej ocenie porównującej metody leczenia operacyjnego uszkodzenia więzadła ACL wykazali istotną poprawę wyników formularza IKDC2000 po podjętym leczeniu operacyjnym. Przed operacją wynik wynosił 43.929 ± 10.229 , po 94.671 ± 4.651 . Wyniki tych prac korespondują z powyższą pracą wskazując na skuteczność podjętego leczenia operacyjnego metodą LARS® oraz osiągnięcie przez pacjentów satysfakcjonującego efektu funkcjonalnego. Chen i wsp. (105) we wspomnianej wcześniej analizie pacjentów

poddanych leczeniu operacyjnemu w związku z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego dokonali porównania wyników w skali Lysholm i ustalili, iż wzrosła ona z 55.7 ± 11.6 punktów przed leczeniem operacyjnym do 95.2 ± 5.7 punktów po leczeniu operacyjnym. Wspomniani wcześniej Basdelioglu i wsp. (104) w swojej ocenie porównującej metody leczenia operacyjnego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego wykazali istotną poprawę wyników skali Lysholm przed i po podjętym leczeniu operacyjnym gdzie wynik przed wynosił 58 ± 6.8 punktów, a po zastosowanym leczeniu operacyjnym 96.7 ± 3.3 punktów. Dodatkowo badania te nie wykazały istotnej różnicy pomiędzy badanymi grupami w testach Lachmana, pivot shift oraz szuflady przedniej. Wynik pooperacyjny nie odbiega od wyniku skali Lysholm pacjentów objętych powyższym badaniem w porównaniu do wyników pacjentów objętych oceną wyżej wymienionych prac, co potwierdza skuteczność wybranej metody operacyjnej.

Diermeier i wsp. (106) dokonali oceny 59 pacjentów porównując wyniki pacjentów poddanych rewizji więzadła krzyżowego przedniego po niesatysfakcjonującym leczeniu operacyjnym uszkodzenia tego więzadła z wynikami pacjentów leczonych nieoperacyjnie. Średni okres czasu od operacji wynosił 33 miesiące. IKDC2000 w grupie poddanej rewizji wynosił 69 ± 13.4 punktów (39.1–97.7) w grupie nieoperacyjnej 69.3 ± 20 punktów (44.8–100). Lysholm w grupie poddanej rewizji 77.2 ± 15.5 punktów (35–100), w grupie nieoperacyjnej 72.9 ± 18.7 punktów (50–100). Test pivot shift w grupie rewizyjnej „-”, 74.4%, „+” 25.6%. Wyniki pacjentów podanych ocenie w powyższej pracy są wyższe i świadczą o lepszym stopniu sprawności funkcjonalnej pacjentów. Wynik negatywny testu pivot shift w mojej grupie badanej stanowił 100%. Gao i wsp. (81) w pracy z 2010 roku donieśli o wszczepionych w Chinach w latach 2004-2010 czterech tysiącach implantów LARS®. 159 pacjentów z tej grupy poddali 3-5 letniej obserwacji. W skali Lysholma nastąpił wzrost z 65.1 do 94.5 punktów. W skali IKDC2000 odnotowano w grupie A lub B 94% wyników, w moim opracowaniu jest to 83%. W całej grupie stwierdzono zaledwie 3 zerwania wszczepów na 159 co stanowi zaledwie 1.8%. Jest to znacząco niższy wynik niż w moim badaniu co potwierdza, że wyniki krótkookresowe są bardzo dobre natomiast wraz z upływem czasu ulegają one pogorszeniu. Należy jednak podkreślić, że w grupie badanej zerwania dotyczyły w większości bardzo aktywnych sportowców zaś w pracy Gao i wsp. pacjentów uprawiających sporty sporadycznie i amatorsko. Potwierdzają to wyniki badań Dimitriosa Iliadisa i wsp. (83). W pracy porównującej wszczepione plecionki LARS® z poliestrowymi ABC Purley® odnotowano wysoki wskaźnik zerwań zarówno LARS® (31%) jak i ABC Purley® (42%) jednak badacze podkreślili, że dotyczyły one najczęściej sportowców wyczynowych. Natomiast Nau i wsp. (79) porównując 26 pacjentów z wszczepionymi implantami LARS® z 27 chorymi po przeszczepie BPTB nie stwierdził żadnych powikłań. Po 24 miesiącach

obserwacji oceny wg skali IKDC2000 były takie same w obu grupach natomiast lepsze wg skali KOOS. Zmierzona przyrzadowo niestabilność była większa w grupie po LARS® ale nie miało to wpływu na funkcję kolan i statystycznie było bez znaczenia. Z kolei Chen Jia i wsp. (107) w 2015r. porównali wyniki rekonstrukcji więzadeł krzyżowych przy użyciu LARS® w przypadkach ostrych (operacja do 7 tygodni po urazie) i przewlekłych (zabieg powyżej 6 miesięcy od urazu). Oceny dokonywano z użyciem skal Lysholma i IKDC2000 uzyskując podobne wyniki. Hamido i wsp. (108) przebadali 112 pacjentów, u których dokonali augmentacji plecionką LARS® za krótkich i za cienkich ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych. Obserwacje 3-5 letnie wykazały średnią punktację w skali Lysholma na poziomie 83. W skali IKDC2000 uzyskano 95% w grupie A i B, w powyższej pracy było to 83%. Z kolei Legnani i wsp. (58) dokonali przeglądu 85 artykułów napisanych na temat LARS® do 2013r. Stwierdzili oni 2.6% zerwań plecionki a przewlekłe zapalenie w 0.2% przypadków. W skali Lysholma z 54 punktów przed operacją zanotowano wzrost do 88 po zabiegu, w mojej pracy uzyskałem średni wynik pooperacyjny na poziomie 88.4 punktów. Autorzy wskazują jednoznacznie na niski procent niepowodzeń w postaci zerwań, wysięków i zapaleń niż starsze metody operacji z użyciem wszczepów syntetycznych. Bugelli i wsp. (109) w 5 letniej obserwacji 60 pacjentów w ocenie wg skali Lysholma i IKDC2000 uzyskali dobre i wysmienite wyniki. Zauważyli jednak, że 78% pacjentów znacznie obniżyło aktywność co mogło przełożyć się na fakt, że u 85% zoperowanych nie stwierdzono wtórnych zmian zwyrodnieniowych po 5 latach. We wnioskach autorzy podkreślają, że jest to dobra metoda dla pacjentów po czterdziestym roku życia i wymagających po operacji szybkiego powrotu do aktywności. W moich badaniach 90% osób pozostaje aktywna fizycznie a wyniki skali IKDC2000 i Lysholma potwierdzają uzyskane dobre wyniki.

Li Bin i wsp. (110) porównali skuteczności rekonstrukcji więzadeł krzyżowych z 4 pęczków mięśni kulszowo-goleniowych i LARS®. Po 2 letniej obserwacji uzyskano wyższe punktacje w skalach Lysholma, IKDC2000 i Tegnera u pacjentów po zastosowaniu plecionki LARS®. Huang i wsp. (111) ocenili 43 pacjentów po rekonstrukcji ACL z użyciem LARS-a (oraz 20 osób po rekonstrukcjach więzadeł krzyżowych tylnych i 18 z kombinacjami obu). Po obserwacji od roku do czterech lat uzyskano 95% wyników w grupach A i B w skali IKDC2000, w moich wynikach jest to 83% i może świadczyć, że wraz z upływem czasu wyniki w skalach funkcjonalnych ulegają nieznacznemu pogorszeniu. Ranger i wsp. (112) przebadali 111 pacjentów o średnim wiek 32 lata z ostrym uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego, u których wszczepiono plecionkę LARS®. W obserwacji minimum 2 letniej uzyskano w skali Lysholma 79.5 punktów, w skali IKDC2000 - 63.8.

Ye i wsp. (59) dokonali obserwacji 53 pacjentów zoperowanych do 3 tygodni po urazie z

pomocą systemu LARS®, pacjenci w wieku średnio 31 lat byli obserwowani przez 3-4 lat. W skali Lysholma uzyskano średnio 93.2 (80-100), w skali IKDC2000 w grupie B znalazło się 52.8% pacjentów, w grupie C 43.4%, w grupie D 3.8%. Nie odnotowano zerwań i odczynów zapalnych. Wysłano wniosek, że system zapewnia dobrą stabilność przy małych komplikacjach, jednakże autorzy wskazali potrzebę badań długookresowych. Bianchi i wsp. (113) opublikowali 8 letnie wyniki porównania pacjentów zoperowanych z użyciem 4SHG (czteropęczkowy przeszczep z ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych) do użytych plecionek LARS® (po 25 osób) wykonanych w jednym ośrodku przez jednego operatora. Wykluczono zastarzałe urazy z objawami zwyrodnieniowymi w badaniach RTG. Żaden z pacjentów nie wymagał reoperacji, ROM został określony jako dobry w obu metodach. Uzyskano także wyższe wartości dla LARS® w skali Lysholma, w skalach IKDC2000 i Tegner bez różnic o statystycznym znaczeniu. We wnioskach autorzy zaznaczyli, że lepszą stabilność zapewnia metoda z użyciem LARS® aczkolwiek funkcja kolan w obu metodach jest podobna. Z kolei Tiefenboeck i wsp. (76) podjęli się obserwacji minimum 10 letniej 18 pacjentów po operacji z użyciem LARS® (7 mężczyzn i 11 kobiet) z średnią wieku 29 lat. Oceniono pacjentów z użyciem skal VAS, Lysholma, Tegnera i IKDC2000. W końcowej ocenie w skali IKDC2000 uzyskano średnio 76.6 punktów, w skali Lysholma 88. W mojej pracy uzyskałem wyższe wyniki. Wysłano wniosek, że plecionka nie powinien być używana jako wszczep pierwotny ale alternatywa w wybranych przypadkach. Jest jednak metodą bezpieczną, skuteczną i nieobarczoną wieloma komplikacjami. Zapewnia szybki powrót do pełnej aktywności, już 2-3 miesiące po operacji. Parchi i wsp. (74) dokonali długoterminowej oceny 26 pacjentów po wszczepie LARS®, średnio było to niemal 12 lat obserwacji. Średnia wieku wynosiła 38.5 lat, zerwania nastąpiły w 15.4% przypadków z czego jedno już po 4 latach, a 3 po ponad 10 latach od operacji. Oceny dokonano z użyciem skal VAS, KOOS i Cincinnati. VAS średnio wynosił 1.69 podobnie jak w moich badaniach. Zadowolające rezultaty uzyskano w 84.6% przypadków. Wszyscy pacjenci wrócili do sportu po 1.5-7 miesiącach od operacji. W konkluzji podkreślono, że jest to przydatna metoda szczególnie do stosowania u osób starszych wymagających szybkiego powrotu do zdrowia. Z kolei Jia i wsp.(82) opisali wyniki minimum 7 letniej obserwacji 91 pacjentów po wszczepie LARS® (61 mężczyzn i 30 kobiet) średnia wieku wynosiła 36 lat, od urazu minęło średnio 19 tygodni. Do oceny zastosowano skale IKDC2000, Lysholm i Tegner. Wynik w skali Lysholm wynosił średnio 85.4 punktów, w skali IKDC2000 uzyskano 63% wyników w grupie A i 26% w grupie B. Tylko 13% pacjentów nie wróciło do uprawiania sportu.

Do odmiennych wyników doszli Tulloch i wsp. (114). Ocenili oni 51 pacjentów po wszczepieniu LARS®, obserwacja wynosiła minimum 6 lat. Zerwania odnotowano w 17

przypadkach (33%) średnio po 4 latach (od 0.5-9 lat). W skali IKDC2000 uzyskano średni wynik 85. Autorzy nie zalecają metody jako pierwotny wszczep po uszkodzeniu więzadła krzyżowego. Liu i wsp. (115) porównali 32 pacjentów po przeszczepie 4SHG z 28 wszzczepami LARS® w rekonstrukcji więzadeł krzyżowych przednich po minimum 4 latach obserwacji. W skali IKDC2000 uzyskano 92% wyników w grupach A i B i tylko 7% w grupie C. W skali Lysholm uzyskano średnio 95 punktów. Podsumowując uzyskano wyniki podobne bez statystycznych różnic w porównaniu LARS® z 4SHG natomiast statystycznie lepsza stabilność była w grupie pacjentów po LARS®.

Lavoie i wsp. (116) ocenili 47 pacjentów po wszczepie plecionki LARS z obserwacją od 8 do 45 miesięcy po operacji. Oceniano pacjentów w skali KOOS i IKDC2000. Uzyskano satysfakcjonujące wyniki i uznano metodę jako godną polecenia i bezpieczną dla pacjentów. Wyniki powyższej pracy są porównywalne z piśmiennictwem i można je uznać za dobre.

6.2 Omówienie wyników oceny bólu

Dolegliwości bólowe nie są dominującym objawem w dłuższym okresie obserwacji. W ocenie pooperacyjnej wskazano, że dolegliwości bólowe stabilizują się w okolicy 12 tygodnia po zabiegu (117). Dolegliwości bólowe mogą być związane z miejscem pobrania materiału do przeszczepu, przeprowadzoną techniką operacyjną czy okresem rehabilitacji (118). W badaniach Hiemstra i wsp. (100) u chorych po operacji rekonstrukcyjnej ACL z wykorzystaniem przeszczepów autogennych nasilenie dolegliwości bólowych było porównywalne w grupie z BPTB, średnia wartość NRS wynosiła 1.35, natomiast w grupie HG - 1.44. W badaniach Wiplera i wsp. (119) w 9 letniej obserwacji pacjentów po rekonstrukcji w ocenie nasilenie dolegliwości w grupie BPTB średnia wartość wynosiła 0.8, w grupie HG - 0.9. W badaniach uzyskanych w tej pracy wyniki nasilenia dolegliwości bólowych w badaniu kontrolnym w średnio 8 letniej obserwacji wynosiły 0.9 ± 1.2 .

6.3 Stabilność stawu

Opublikowane badania wskazują na dobre odtworzenie stabilności stawu kolanowego po zastosowaniu wszczepu LARS®. Tulloch i wsp. (114) oceniając wszczepy, które nie uległy zerwaniu nie stwierdzili różnic zarówno w zakresie ruchu jak i stabilności porównując do zdrowej kończyny. W ocenie stabilności z wykorzystaniem przyrządów mierniczych średnia różnica pomiędzy zdrową i operowaną kończyną w badanej grupie wynosiła 1mm (dla kąta 30st) i 2mm (dla kąta 60st). Badania wskazują, że obserwowane średnie różnice mogą wynosić od 2,2 mm

(Batty i wsp. 9) 1.5 mm (Gao i wsp. 81) (Tiefenboeck i wsp. 76) 1.4 mm (Jia i wsp. 82) 1.2mm (Liu i wsp. 115) nie mniej jednak niż 0,7mm (Ranger i wsp. 112). Parchi i wsp. (74) oceniając stabilność testem Lachmana po rekonstrukcji plecionką LARS® wykazali różnice pomiędzy operowaną i nieoperowaną kończyną w zakresie: do 2 mm, od 2-4 mm i powyżej 4 mm u odpowiednio: 57.7%, 26.9% oraz 15.4%. W zebranych materiale odsetek wyników dla poszczególnych przedziałów kształtował się odpowiednio: 73.3%, 24.3% i 2.4%. Znacząco niewielka grupa prezentowała różnice stabilności powyżej 4mm na rzecz grupy o zwartym stawie gdzie różnice nie przekraczały 2mm. 26 pacjentów po wszczepie LARS® przy użyciu aparatu Rolimeter® uzyskało 57.7% wyników poniżej 2mm różnicy pomiędzy operowaną a zdrową kończyną, w 26,9% przypadków różnica ta wynosiła 2-4mm a w 15.4% powyżej 4mm. W moich badaniach było to odpowiednio 73.3%, 24.3% i 2.4% co stanowi znacząco lepszy wynik stabilności stawu. Hamido i wsp. (108) w ocenie 112 chorych wielkość niestabilności ocenianej metodą szuflady przedniej wynosiła maksymalnie 7mm. W analizowanej grupie tylko w jednym przypadku zakres szuflady wynosił 8mm, w pozostałych poniżej 6mm. W ocenie klinicznej test szuflady przedniej w zebranych materiale był ujemny w 97% przypadków. Podobne wyniki przedstawiono w jednej z pierwszych prac opisujących wyniki leczenia wszczepem LARS® (Dericks 72) gdzie u 94% stwierdzono test ujemny szuflady a u 90% ujemny test Lachmana.

Gorsze wyniki były przedstawiane w pracach porównujących technikę rekonstrukcji ACL z zastosowaniem przeszczepów autogennych. W pracy Bianchiego i wsp. (113) test szuflady przedniej był negatywny w 84% u chorych po rekonstrukcji ACL wszczepem LARS® a tylko w 32% gdy zastosowano przeszczepy autogenne ze ścięgien (HG). Podobne wyniki uzyskano w ocenie przy pomocy testu Lachmana gdzie lepsze wyniki były obserwowane po zastosowaniu wszczepu LARS® (ujemny test Lachmana 76% przypadków) w porównaniu do przeszczepów HG, test ujemny u 44% chorych. Podobne wyniki wskazujące na lepszą stabilność operowanego stawu kolanowego po zastosowaniu plecionki niż po przeszczepach ścięgnistych wskazują inni badacze: Liu i wsp. (115), Lavoie (116). Na różnice w wynikach nie miało wpływu zastosowanie techniki wykorzystania 4 pęczków mięśni kulszowo-goleniowych (Li Bin i wsp. 110).

6.4 Omówienie wyników badań biomechanicznych

6.4.1 Badanie protokołem izokinetycznym i dobór stałych prędkości kątowych

Baumgart i wsp. (120) w swojej pracy wskazali na szczególne znaczenie dostosowania odpowiednich prędkości kątowych w badaniu protokołem izokinetycznym na dynamometrze

elektronicznym. W swojej pracy podkreślają istotność znaczenia dwóch prędkości kątowych w badaniu pacjentów po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego – 60 i 180 stopni/sekundę. Podobnie Wilk i wsp. (121) w swojej pracy dotyczącej oceny wybranych prędkości kątowych wskazują na istotną korelację funkcji stawu kolanowego pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego z prędkościami 60, 180 i 240 stopni/sekundę. Dodatkowo Vassis i wsp. (122) w ocenie przydatności badania protokołem izokinetycznym i jego powiązania z funkcją stawu kolanowego wykazali, że prędkości 60, 180 i 300 stopni/sekundę pozwalają na obiektywną ocenę parametrów biomechanicznych stawu kolanowego. Feiring i wsp. (123) podkreślali znaczenie badania protokołem izokinetycznym i zastosowaniu prędkości kątowych 60, 180, 240 i 300 stopni/sekundę jako wartościowych w badaniu parametrów biomechanicznych mięśni działających na staw kolanowy. Podobne wnioski zaprezentował Pua i wsp. (124) w swoim przeglądzie literatury wskazując prędkości 60, 180, 240, 300 stopni/sekundę jako najbardziej użyteczne w badaniach biomechanicznych stawu kolanowego u sportowców jak i pacjentów. Badania te potwierdza Dauty i wsp. (125) w swojej analizie literatury wykazując, że wszystkie wymienione wcześniej prędkości są wartościowe z punktu widzenia analizy biomechanicznej stawu kolanowego. Xergia i wsp. (126) w metaanalizie dostępnej literatury dotyczącej analizy prac biomechanicznych wyodrębnili 14 publikacji naukowych dotyczących uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego i oceny biomechanicznej mięśni stawu kolanowego. W swoim podsumowaniu wskazują, że badanie protokołem izokinetycznym jest wartościowe narzędziem diagnostycznym w obiektywnej ocenie pacjentów przed i po wybranym leczeniu operacyjnym lub nieoperacyjnym. Czaplicki i wsp. (127) w swojej analizie biomechanicznej wskazują również na prędkości 60 i 180 stopni/sekundę jako możliwe do zastosowania w badaniach pacjentów po operacyjnym leczeniu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego po leczeniu operacyjnym.

6.4.2 Omówienie osłabienia mięśni kontrolujących staw kolanowy w przebiegu uszkodzenia ACL

W ciągu ostatnich kilkunastu lat liczne prace naukowe podejmują próbę oceny biomechanicznej mięśni stawu kolanowego i ewaluacji wyników po podjętym leczeniu operacyjnym. Badania mające na celu ocenę siły mięśni prostowników stawu kolanowego pacjentów nie poddanych leczeniu operacyjnemu z powodu uszkodzenia ACL w okresie 6 miesięcy do 15 lat po urazie wskazują na znaczące osłabienie parametrów biomechanicznych mięśni stawu kolanowego, w szczególności mięśnia czworogłowego uda (128–132). Gokeler i

wsp. (133) w pracy dotyczącej analizy chodu i powiązania jakości chodu z siłą mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego wykazali znaczące osłabienie siły mięśniowej w związku z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego i jego bezpośredni wpływ na spadek jakości chodu. Spadek siły mięśniowej oraz innych parametrów biomechanicznych mięśni uda wraz z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego jako istotnego elementu propriocepcji kolana wpływa według badaczy w sposób zdecydowany na przeciążenia stawu oraz ryzyko wtórnych urazów i zmian zwyrodnieniowych.

6.4.3 Porównanie wyników badań biomechanicznych w różnych metodach leczenia operacyjnego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego

McHugh i wsp. (128) w swoich badaniach zwracają uwagę na znaczące osłabienie siły mięśnia czworogłowego w okresie przedoperacyjnym związanym z ograniczeniem aktywności pacjentów. Największy deficyt w stosunku do zdrowej kończyny zaobserwowali jednakże we wczesnym okresie pooperacyjnym. W ich badaniach siła mięśnia czworogłowego w badaniu izometrycznym po 5 tygodniach po operacji wynosiła 41% w porównaniu ze zdrową kończyną i wynik ten pokrywał się z wynikiem pomiaru zmęczenia badanego za pomocą EMG powierzchniowego. W mojej pracy deficyt siły mięśniowej w ruchu wyprostu stawu kolanowego wynosił 9,8% w porównaniu ze zdrową kończyną. Znacząca różnica siły mięśniowej może wynikać z okresu pooperacyjnego w jakim zostało przeprowadzone badanie. Wynik poniżej 10% w stosunku do zdrowej kończyny jest przyjmowany w badaniach biomechanicznych za normę i nie wskazuje na zwiększone ryzyko urazu stawu w związku z zaburzeniem balansu mięśniowego. Kvist i wsp. (129) w swoim badaniu izokinetycznym pacjentów po urazie stawu kolanowego i uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego wykazali istotne zmniejszenie siły mięśniowej (badanej za pomocą szczytowego momentu siły w Nm) mięśnia czworogłowego badanego w skurczu koncentrycznym przy stałej prędkości kątowej 60 stopni/sekundę w porównaniu ze zdrową kończyną i grupą zdrowych wolontariuszy. Wynik kończyny po leczeniu operacyjnym więzadła krzyżowego przedniego wynosił 161 Nm, dla kończyny zdrowej 191 Nm, a dla grupy kontrolnej 185 Nm. Wyniki te nie pokrywają się z wynikami mojej pracy, w której nie wykazałem istotnej różnicy pomiędzy szczytowym momentem siły mięśnia czworogłowego w kończynie po leczeniu operacyjnym, kończynie zdrowej i w grupie kontrolnej. Rozbieżność w wynikach badań może wynikać ze zróżnicowania wiekowego grupy badanej. W swoim badaniu Kvist i wsp. dokonali oceny młodych pacjentów o średniej wieku 29 lat, średnio 18 miesięcy po leczeniu operacyjnym. W mojej pracy średnia wieku grupy badanej jest większa o 11 lat i okres obserwacji po podjętym

leczeniu operacyjnym jest większy o 6 lat. W związku z tym oceniane parametry biomechaniczne mogły ulec zmniejszeniu i zrównoważeniu względem drugiej kończyny i grupy kontrolnej. Tsepis i wsp. (131) dokonali analizy biomechanicznej stawu kolanowego sportowców amatorów w zależności od chroniczności uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego dzieląc 36 pacjentów na 3 grupy w zależności od czasu jaki upłynął od uszkodzenia: do 6 miesięcy, 6-18 miesięcy oraz powyżej 18 miesięcy. Celem pracy było porównanie wyników biomechanicznych z grupą kontrolną, którą stanowiło 12 zdrowych mężczyzn, nieuprawiających zawodowo sportu. Badanie przeprowadzono za pomocą dynamometru elektronicznego z wykorzystaniem protokołu izokinetycznego, ze stałą prędkością kątową 60 stopni/sekundę. Badanie wykazało 21-32% deficyt szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego w porównaniu do grupy kontrolnej oraz 10-14% deficyt szczytowego momentu siły grupy kulszowo-goleniowej w porównaniu do grupy kontrolnej. W mojej pracy wykazałem, że różnica szczytowego momentu siły w tej samej badanej próbie jest mniejsza niż 10% w porównaniu z grupą kontrolną, co pozwala wskazywać na istotną poprawę siły mięśni stawu kolanowego po leczeniu operacyjnym z zastosowaniem plecionki LARS®. W swoich badaniach Eitzen i wsp. (132) zwrócili szczególną uwagę na zmniejszenie siły mięśniowej mięśnia czworogłowego po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego. W swoich badaniach zakwalifikowali 76 pacjentów, którzy doznali urazu w okresie 3 miesięcy od badania. Zgodnie z ich wynikami deficyt siły mięśniowej badanej za pomocą protokołu izokinetycznego ze stałą prędkością 60 stopni/sekundę wynosił 26% dla grupy prostowników stawu kolanowego i 25% dla grupy kulszowo-goleniowej w porównaniu ze zdrową kończyną. W porównaniu z grupą kontrolną deficyt ten wynosił 32% dla grupy prostowników i 13.2 % dla grupy zginaczy stawu kolanowego. Uzyskane w mojej pracy wyniki pozwalają sądzić, iż zastosowanie plecionki LARS® pozwala na uzyskanie optymalnych wyników biomechanicznych, porównywalnych ze zdrową kończyną i grupą kontrolną. Gibson i wsp. (134) w analizie 18 pacjentów po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego za pomocą protokołu izokinetycznego przeprowadzonego na dynamometrze elektronicznym w badaniu w okresie 10 miesięcy do 5 lat po uszkodzeniu wykazali 15% deficyt siły mięśniowej mięśni prostowników stawu kolanowego oraz 13% deficyt siły mięśniowej grupy kulszowo-goleniowej w porównaniu ze zdrową kończyną. Badania w sposób istotny korelowały z ograniczeniem funkcji życia codziennego pacjentów oraz odczuwanymi dolegliwościami w trakcie chodu lub wchodzenia po schodach. W mojej pracy parametry biomechaniczne mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego nie różnią się znacząco, co może mieć wpływ na znaczące zmniejszenie odczuwanych przez pacjentów dolegliwości bólowych oraz brak ograniczeń w wykonywaniu funkcji życia codziennego i podejmowaniu aktywności sportowych. Tsepis i wsp. (130) poddali ocenie parametry siły mięśni działających na

staw kolanowy po 2,5 roku od uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego u 30 sportowców oraz 12 sportowców amatorów włączonych do badania jako grupa kontrolna. W ich badaniach deficyt siły mięśniowej mięśni prostowników stawu kolanowego w porównaniu ze zdrową kończyną wynosił 13,9%, a w porównaniu z grupą kontrolną 27,6%. Grupa mięśni zginaczy stawu kolanowego wykazała osłabienie szczytowego momentu siły w porównaniu ze zdrową kończyną o 7,8%, a w porównaniu z grupą kontrolną o 29,8%. W moim badaniu wynik pomiaru szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego jest o 18% wyższy po stronie kończyny operowanej w porównaniu z grupą kontrolną, a w przypadku szczytowego momentu siły grupy kulszowo-goleniowej o 14,5% wyższy w porównaniu z grupą kontrolną. Zaistniała różnica może wynikać z młodego wieku grupy badanej, a przede wszystkim kontrolnej. W mojej pracy grupę kontrolną stanowili wolontariusze w wieku zbliżonym do grupy badanej, nieuprawiający czynnie sportu co w sposób znaczący wpływa na wielkość badanych parametrów biomechanicznych. Moisala i wsp. (101) porównują również dwa rodzaje przeszczepów – przeszczep z więzadła rzepki (12 chorych) i przeszczep z ścięgien mięśni grupy kulszowo-goleniowej (36 chorych). Badanie biomechaniczne wykonano za pomocą protokołu izokinetycznym, z wykorzystaniem stałych prędkości kątowych 60 i 180 stopni/sekundę. W podsumowaniu badacze nie wykazali istotnej różnicy pomiędzy rodzajem wybranego leczenia operacyjnego. W próbie 60 stopni/sekundę deficyt siły mięśnia czworogłowego w stosunku do kończyny zdrowej wynosił 10% dla grupy BPTB oraz 7% dla grupy HG, deficyt siły mięśniowej grupy kulszowo-goleniowej w stosunku do kończyny zdrowej wynosił 1% dla grupy przeszczepu BPTB i 1% dla grupy HG. Poziom równowagi mięśniowej (szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w stosunku do grupy prostowników) wynosił 59% dla grupy BPTB i 58% dla grupy HG. W badaniu 180 stopni/s deficyt szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego w stosunku do kończyny zdrowej wynosił 5% dla grupy BPTB oraz 2% dla grupy HG, deficyt szczytowego momentu siły mięśni kulszowo-goleniowych w stosunku do kończyny zdrowej wynosił 1% dla grupy przeszczepu BPTB i 0% dla grupy HG. Poziom równowagi mięśniowej w tej próbie wynosił 64% dla obu grup operacyjnych. W mojej pracy również nie wykazałem istotnej różnicy w badanych próbach pomiędzy kończyną operowaną, a zdrową. Dodatkowo badana kończyna wykazywała podobne wyniki biomechaniczne w porównaniu z wynikami grupy kontrolnej. Jedyna znacząca różnica pomiędzy wynikami mojej pracy, a pracą Moisala i wsp. jest równowaga mięśniowa w badanej próbie 60 stopni/sekundę. Zaistniała różnica może wynikać z 10-letniej różnicy wieku pomiędzy grupami badanymi – w badaniu fińskich naukowców średnia wieku grupy badanej wynosiła 32 lata, co w sposób znaczący wpływa na jakość i wielkość badanych parametrów biomechanicznych. Hiemstra i wsp. (100) w swoich badaniach wykazali, iż osłabienie parametrów biomechanicznych mięśni grupy kulszowo-

goleniowej u pacjentów po operacyjnym leczeniu uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego może wynikać z bezpośredniego wykorzystania przeszczepu mięśnia smukłego i półścięgnistego. W swojej pracy oceniającej 24 pacjentów podzielonych na dwie grupy – grupę z wykorzystaniem BPTB oraz grupę HG oraz grupy kontrolnej składającej się z 30 zdrowych ochotników wykazali 25.5% deficyt siły mięśni prostowników stawu kolanowego względem grupy kontrolnej. Dodatkowo opisali deficyt szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego uda w odniesieniu do wagi ciała, który wynosił 2.32 Nm/kg dla grupy operowanej, a 3.15 Nm/kg dla grupy kontrolnej. Praca całkowita dla grupy operowanej 20.5 J, a 27.2 J dla grupy kontrolnej. W badaniu parametrów biomechanicznych mięśni kulszowo-goleniowych badanie wykazało 24% deficyt względem grupy kontrolnej. Deficyt szczytowego momentu siły mięśni w stosunku do wagi ciała zginaczy stawu kolanowego wynosił 1.36 Nm/kg, a 1.67 Nm/kg dla grupy kontrolnej. Praca całkowita wynosiła 12.5 J dla grupy operowanej, a 16.4 J dla grupy kontrolnej. Wyniki zlogarytmowano w związku z koniecznością analizy graficznej. W moim badaniu deficyt parametrów biomechanicznych mięśni działających na staw kolanowy mieści się w granicach 10% w porównaniu ze zdrową kończyną, oraz 15% w porównaniu z grupą kontrolną. Pozwala to sądzić, iż zastosowane leczenie operacyjne i przyjęty protokół rehabilitacyjny umożliwiły uzyskanie wyników zbliżonych do normy.

Nyland i wsp. (135) w swojej pracy dotyczącej oceny biomechanicznej mięśni kolana 2 lata po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego z zastosowaniem przeszczepu z mięśnia piszczelowego przedniego wykorzystali również protokół izokinetyczny oraz porównywalną metodykę badania. Podsumowanie obejmowało 18 pacjentów w średniej wieku 40 lat. Badanie przeprowadzono na dynamometrze elektronicznym Biodex System 3 Pro® z wykorzystaniem protokołu izokinetycznego ze stałą prędkością 60 stopni/sekundę. Szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego wynosił 143.4 ± 60 Nm, dla grupy kontrolnej 161.8 ± 53.6 Nm, Szczytowy moment siły grupy kulszowo-goleniowej wynosił 105.9 ± 35 Nm, podczas gdy wynik dla kończyny zdrowej wynosił 98.8 ± 34.8 Nm. W podsumowaniu badacze wskazywali na brak istotnej różnicy badanych parametrów pomiędzy badanymi kończynami oraz zadowolenie pacjentów z leczenia operacyjnego. Wyniki te pokrywają się z wynikami mojej pracy. Wartość szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego kończyny operowanej w moich badaniach jest o 17% wyższa w porównaniu z badaną przez Nylanda grupą. Tow i wsp. (102) poddali 2 letniej obserwacji pacjentów oraz zdecydowali o porównaniu grupy 32 pacjentów po leczeniu operacyjnym BPTB i 32 pacjentów po leczeniu operacyjnym z wykorzystaniem przeszczepu HG. W badaniu wykorzystano protokół izokinetyczny z zastosowaniem stałych prędkości kątowych – 60 i 240 stopni/sekundę. Porównanie wyników obu grup operacyjnych nie wykazało istotnej różnicy pomiędzy wybraną techniką zabiegową. W badaniu 60 stopni/sekundę w grupie BPTB szczytowy

moment siły w ruchu wyprostu stawu kolanowego kończyny operowanej wynosił 87.1 % wyniku kończyny zdrowej, a moment siły w ruchu zgięcia wynosił 95.2% kończyny zdrowej. W badaniu 60 stopni/sekundę w grupie HG szczytowy moment siły w ruchu wyprostu stawu kolanowego kończyny operowanej wynosił 88.5 % wyniku kończyny zdrowej, a szczytowy moment siły w ruchu zgięcia wynosił 79.4% kończyny zdrowej. W badaniu 240 stopni/sekundę w grupie przeszczepu BPTB szczytowy moment siły w ruchu wyprostu stawu kolanowego kończyny operowanej wynosił 86.4 % wyniku kończyny zdrowej, a szczytowy moment siły w ruchu zgięcia wynosił 95.2% kończyny zdrowej. W badaniu 240 stopni/sekundę w grupie HG szczytowy moment siły w ruchu wyprostu stawu kolanowego kończyny operowanej wynosił 91.8 % wyniku kończyny zdrowej, a szczytowy moment siły w ruchu zgięcia wynosił 87.7% kończyny zdrowej. W moich badaniach wyniki w sposób znaczący pokrywają się z wynikami Tow i wsp. W próbie 60 stopni/sekundę szczytowy moment siły w ruchu wyprostu stawu kolanowego wynosi 90.5%, a w grupie 240 stopni/sekundę 94.4%. W próbie 60 stopni/sekundę szczytowy moment siły w ruchu zgięcia stawu kolanowego wynosi 97.4%, a w próbie 240 stopni/sekundę 97.1%. Grindem i wsp. (99) dokonali 2 letniej oceny 300 pacjentów po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego poddanych leczeniu nieoperacyjnemu. W badaniach biomechanicznych obejmujących skok jednonożnie, pomiar zakresu ruchu oraz ocenę siły mięśniowej mięśnia czworogłowego uda nie wykazali istotnej różnicy pomiędzy kończyną po urazie a kończyną zdrową ($p=0.671$). Warto jednak podkreślić fakt, iż jedynie 53.6% badanych uzyskało satysfakcjonujący wynik funkcjonalny oraz siłowy. 182 pacjentów zdecydowało się na późniejsze leczenie operacyjne. Wyniki mojej pracy wskazują nie tylko na znacznie wyższy wynik funkcjonalny pacjentów poddanych leczeniu operacyjnemu metodą LARS®, ale również ich parametry biomechaniczne nie odbiegają od wyników kończyny zdrowej i grupy kontrolnej. Wellsandt i wsp. (136) dokonali oceny 105 sportowców z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego po 5 latach od urazu poddanych leczeniu operacyjnemu i nieoperacyjnemu. 83 pacjentów z grupy badanej wybrało leczenie operacyjne, 22 nieoperacyjne. Ich badanie nie wykazały istotnej różnicy ($p=0.817$) badanych parametrów biomechanicznych pomiędzy ocenianymi grupami. Szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego w badaniu izokinetycznym w grupie operowanej wynosił $104.7\% \pm 17.9$ (95% CI 100.6–108.9) w stosunku do wyniku kończyny zdrowej, a w grupie nieoperowanej $103.1\% \pm 17.9$ (95% CI 94.6–111.8) w stosunku do wyniku kończyny zdrowej. Wyniki te nieznacznie różnią się od wyników mojej pracy, jednakże z uwagi na średni wiek grupy – 34 lata oraz poziom aktywności sportowej – wszyscy uczestnicy badania wykazywali wysoki poziom aktywności sportowej, podczas gdy moja grupa badana była o 8 lat starsza. Cvjetkovic i wsp. (137) poddali ocenie 20 pacjentów po leczeniu operacyjnym więzadła krzyżowego przedniego z użyciem przeszczepu HG

oraz 20 zdrowych ochotników. W badaniu wykorzystano protokół izokinetyczny dynamometru Biodex System 4Pro® w prędkościach 60 stopni/sekundę i 180 stopni/sekundę. W próbie 60 stopni/sekundę stosunek szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego do masy ciała wynosił 150.14 Nm/kg w grupie operowanej, a w grupie kontrolnej 138.61 Nm/kg. Szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała wynosił 90.72 Nm/kg w grupie operowanej, a w grupie kontrolnej 73.05 Nm/kg. W próbie 180 stopni/sekundę stosunek szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego do masy ciała wynosił 245.25 Nm/kg w grupie operowanej, a w grupie kontrolnej 198.31 Nm/kg. Szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego do masy ciała wynosił 151.97 Nm/kg w grupie operowanej, a w grupie kontrolnej 112.7 Nm/kg. Stosunek równowagi mięśniowej w grupie operowanej wynosił 59,34%, a w grupie kontrolnej 52.47%. Uzyskane w moim badaniu wyniki są wyższe zarówno dla grupy badanej jak i kontrolnej w porównaniu wybranych parametrów w stałych prędkościach kątowych 60 i 180 stopni/sekundę. Może być to związane ze zmniejszoną traumatyzacją tkanek i mięśni podczas zastosowanej techniki operacyjnej LARS® na co wskazują inni badacze. Basdelioglu i wsp. (104) w swojej ocenie porównującej 2 metody leczenia operacyjnego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego wykazali istotną poprawę parametrów biomechanicznych mięśni działających na staw kolanowy w ocenie 3, 6 i 12 miesięcznej za pomocą protokołu izokinetycznego na dynamometrze elektronicznym Isomed 2000® w próbach 60 i 180 stopni/sekundę. Badaną grupę 30 pacjentów podzielono na 2 równorzędne grupy: operowanych techniką wiercenia kanału udowego metodą przez kość piszczelową oraz metodą anatomiczną przez port przednio-przyśrodkowy. W podsumowaniu nie wykazano istotnej różnicy badanych parametrów biomechanicznych pomiędzy badanymi grupami. W grupie anatomicznej różnica szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego w próbie 60 stopni/s wynosiła 52.77 ± 36.8 na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła 45.29 ± 47.45 na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica szczytowego momentu siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 60 stopni/s wynosiła 16.35 ± 19.45 na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła 20.31 ± 25.14 na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica wyniku pracy całkowitej mięśnia czworogłowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $05.45 \pm 0,43$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła 0.35 ± 0.4 na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica wyniku pracy całkowitej mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 60 stopni/s wynosiła 0.27 ± 0.28 na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła 0.16 ± 0.18 na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica wyniku maksymalnej mocy mięśnia czworogłowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $31.86 \pm 23,42$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła $32.2 \pm 0,4$ na korzyść kończyny

nieoperowanej. Różnica wyniku maksymalnej mocy mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 60 stopni/s wynosiła 14.35 ± 1.1 na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła 16.7 ± 12.11 na korzyść kończyny nieoperowanej. W grupie przez piszczelowej różnica szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $35.31 \text{ Nm} \pm 41.4$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła $13.7 \text{ Nm} \pm 30$ na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica szczytowego momentu siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $23.25 \text{ Nm} \pm 19.6$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła $7.25 \text{ Nm} \pm 16.7$ na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica wyniku pracy całkowitej mięśnia czworogłowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $23.25 \text{ J} \pm 33.5$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła $10.81 \text{ J} \pm 30$ na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica wyniku pracy całkowitej mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $28.69 \text{ J} \pm 23.9$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła $10.56 \text{ J} \pm 13.33$ na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica wyniku maksymalnej mocy mięśnia czworogłowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $18.6 \text{ W} \pm 24.9$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła $17 \text{ W} \pm 45.2$ na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnica wyniku maksymalnej mocy mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 60 stopni/s wynosiła $16.56 \text{ W} \pm 16.1$ na korzyść kończyny nieoperowanej, podczas gdy w próbie 180 stopni/s wynosiła $16.5 \text{ W} \pm 37.4$ na korzyść kończyny nieoperowanej. Różnice występujące pomiędzy kończyną operowaną, a nieoperowaną w mojej pracy są niższe w porównaniu z wynikami uzyskanymi przez Basdelioglu i wsp. co może wynikać z mniejszej traumatyzacji tkanek podczas leczenia operacyjnego. Pelegrinelli i wsp. (138) dokonali analizy wyników u 7 pacjentów leczonych operacyjnie w związku z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego oraz porównali wyniki z grupą kontrolną. W swojej pracy wykorzystali protokół izokinetyczny i stałe prędkości kątowe 60, 120 i 300 stopni/sekundę. Różnica szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego w stosunku do masy ciała w próbie 60 stopni/sekundę w grupie badanej wynosiła 2.8 Nm/kg , a w grupie kontrolnej 3.43 Nm/kg , podczas gdy różnica szczytowego momentu siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała w grupie badanej wynosiła 1.66 Nm/kg , a w grupie badanej 1.96 Nm/kg . Różnica szczytowego momentu siły mięśnia czworogłowego w stosunku do masy ciała w próbie 300 stopni/sekundę w grupie badanej wynosiła 1.22 Nm/kg , a w grupie kontrolnej 1.27 Nm/kg , podczas gdy różnica szczytowego momentu siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała w grupie badanej wynosiła 1.2 Nm/kg , a w grupie badanej 1.18 Nm/kg . Wyniki te odbiegają znacząco od różnic uzyskanych przez badaną przeze mnie grupę, gdzie średnie różnice wynoszą $15.5 - 20.7 \text{ Nm/kg}$. Zaistniała różnica może wynikać z krótkiego okresu obserwacji

pacjentów po leczeniu operacyjnym i wykonaniu badań biomechanicznych w okresie 6 miesięcy od operacji. Dodatkowo warto zwrócić uwagę na młody wiek pacjentów – 23 lata i grupy kontrolnej – 22 lata co bezsprzecznie może wpływać na wynik badania biomechanicznego. Dauty i wsp. (139) poddali ocenie 34 pacjentów po operacyjnym leczeniu urazowego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego. Średni czas od operacji wynosił 66 miesięcy. W badaniu wykorzystano ocenę biomechaniczną protokołem izokinetycznym z zastosowaniem stałych prędkości kątowych 60 i 180 stopni/sekundę. Badanie nie wykazało istotnej różnicy pomiędzy podjętym kończyną operowaną, nieoperowaną, a grupą kontrolną. Wyniki te pokrywają się z wynikami uzyskanymi przez pacjentów w mojej pracy. A. Czamara (140) dokonał w swojej pracy porównania parametrów biomechanicznych mięśni stawu kolanowego w badaniu dynamicznym na dynamometrze elektronicznym w grupie 54 pacjentów leczonych z powodu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego i 54 zdrowych ochotników poddanych ocenie jako grupa kontrolna. Szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego w kończynie operowanej wynosił 290.1 ± 50.6 Nm, dla kończyny zdrowej 301.8 ± 52.3 Nm, a dla grupy kontrolnej 282.7 ± 42.8 Nm. Szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w kończynie operowanej wynosił 122.9 ± 24.6 Nm, dla kończyny zdrowej 129.6 ± 27.2 Nm, a dla grupy kontrolnej 106.3 ± 21 Nm. Różnice w porównaniu z osiągnięciami pacjentów w moim badaniu mogą wynikać z zastosowania dwóch osobnych protokołów badania siły mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego – w swoich badaniach A.Czamara zastosował pozycję leżącą, ja pozycję siedzącą. Dodatkowo warto zwrócić uwagę na młody wiek grupy badanej i kontrolnej – 26 i 25 lat, co może w sposób znaczący wpływać na zwiększenie siły mięśniowej w badanej grupie. Podobnie Czamara i Królikowska (141) w swojej pracy dotyczącej oceny biomechanicznej pacjentów po operacyjnym leczeniu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego i porównania wyników z grupą kontrolną wykorzystali protokół izokinetyczny ze stałą prędkością kątową 60 i 180 stopni/sekundę wykonany na dynamometrze elektronicznym Biodex System Pro®. Ocenie zostało poddanych 30 mężczyzn leczonych operacyjnie z powodu jednostronnego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego. Szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego w próbie 60 stopni/sekundę wynosił 159.93 ± 41.7 Nm, w kończynie zdrowej 229.93 ± 40.12 Nm. Szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 60 stopni/sekundę wynosił 110.73 ± 21.9 Nm, w kończynie zdrowej 130.17 ± 21.2 Nm. Szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego w próbie 180 stopni/sekundę wynosił 113 ± 31.2 Nm, w kończynie zdrowej 157.6 ± 27.73 Nm. Szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w próbie 180 stopni/sekundę wynosił 75.7 ± 18.73 Nm, w kończynie zdrowej 87.6 ± 15.37 Nm. Wyniki tej pracy są niezwykle podobne do wyników opisanych w mojej pracy

co pozwala sądzić, iż zastosowana metodyka pracy umożliwia obiektywną ocenę parametrów biomechanicznych mięśni stawu kolanowego. Thomas i wsp. (142) w swojej prospektywnej analizie 15 pacjentów poddanych leczeniu operacyjnemu w związku z jednostronnym uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego wykazali istotną różnicę w badaniu parametrów biomechanicznych mięśni stawu kolanowego badanego za pomocą protokołu izokinetycznego na dynamometrze elektronicznym. Badanie wykazało istotną statystyczną różnicę w szczytowym momencie siły mięśnia czworogłowego pomiędzy kończyną operowaną, a nieoperowaną oraz grupą kontrolną. Podobnie w przypadku grupy kulszowo-goleniowej. W mojej pracy nie wykazałem istotnej różnicy pomiędzy badanymi kończynami, a grupą kontrolną, co pozwala stwierdzić, że zastosowane leczenie operacyjne w postaci plecionki LARS® pozwala na powrót do sprawności i uzyskania wyników zbliżonych do zdrowej kończyny i grupy kontrolnej. Nawasreh i wsp. (143) dokonali oceny biomechanicznej mięśni stawu kolanowego 18 pacjentów z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego i wpływu ewentualnego treningu mechanicznego na parametry biomechaniczne mięśni stawu kolanowego. W tym celu zakwalifikowali do badań grupę pacjentów z jednostronnym uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego, którą podzielili na grupę rehabilitowaną standardowymi metodami oraz grupę uczestniczącą dodatkowo w treningu mechanicznym. Różnica szczytowego momentu siły w stosunku do masy ciała w ruchu zgięcia stawu kolanowego wynosiła 0.39 ± 0.15 Nm/kg pomiędzy badanymi grupami, podczas gdy różnica szczytowego momentu siły w stosunku do masy ciała w ruchu wyprostu stawu kolanowego wynosiła 0.057 ± 0.14 Nm/kg. Wyniki badanych grup są istotnie niższe w porównaniu z wynikami pacjentów objętych badaniem w mojej pracy, co może wskazywać na skuteczność wybranej techniki operacyjnej i zastosowanego protokołu usprawniania.

6.4.4 Porównanie wyników badań biomechanicznych do wyników uzyskanych przez sportowców

Nunes i wsp. (144) w swojej ocenie 40 zawodowych graczy piłki nożnej halowej również wykorzystali protokół izokinetyczny z zastosowaniem stałych prędkości kątowych 60 i 240 stopni/sekundę. W badaniu 60 stopni/sekundę szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego wynosił 214.7 ± 49.6 Nm, a grupy kulszowo-goleniowej 136.6 ± 31.7 Nm. W badaniu 240 stopni/sekundę szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego wynosił 178.1 ± 53.1 Nm, a grupy kulszowo-goleniowej 124.3 ± 40.3 Nm. Szczególnie w próbie 240 stopni/sekundę wynik odbiega od uzyskanych wyników przez pacjentów w moich badaniach, zarówno jeżeli chodzi o kończynę operowaną, jak i nieoperowaną. Nunes i wsp. jednakże w swoich badaniach ocenili sportowców w

wieku 29 lat, trenujących zawodowo piłkę nożną halową. Wynikające zatem pomiędzy badaniami różnice mogą być efektem wieku, poziomu wytrenowania oraz zwiększonej aktywności mięśni u sportowców. Ozcar i wsp. (145) również dokonali analizy biomechanicznej mięśni działających na staw kolanowy u 29 zawodników piłki nożnej za pomocą protokołu izokinetycznego z zastosowaniem stałych prędkości kątowych 60 i 240 stopni /sekundę. Szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego w prędkości 60 stopni/s w badanym stawie kolanowym wynosił 361.58 ± 47.09 Nm, a dla grupy mięśni zginaczy stawu kolanowego 187.78 ± 32.13 Nm. Szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego w prędkości 240 stopni/s w badanym stawie kolanowym wynosił 194.9 ± 30.38 Nm, a dla grupy mięśni zginaczy stawu kolanowego 137.48 ± 19.63 Nm. Podobnie jak w poprzedniej pracy w porównaniu z wynikami badanej przeze mnie grupy pacjentów sportowcy osiągnęli wyniki wyższe, co jest niewątpliwie związane z wyższym poziomem wytrenowania i obciążeń wynikających z uprawiania danej dyscypliny sportowej. Risberg i wsp. (146) w swoim badaniu obejmującym ocenę biomechaniczną 339 sportowców – 143 piłkarzy ręcznych oraz 196 piłkarzy nożnych podjęli próbę oceny ryzyka wystąpienia uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego. Wszyscy uczestnicy badania zostali ocenieni za pomocą protokołu izokinetycznego ze stałą prędkością kątową 60 stopni/sekundę. W grupie piłkarzy ręcznych szczytowy moment siły mięśnia czworogłowego wynosił 166.3 ± 24.4 Nm, w grupie piłkarzy nożnych 147.7 ± 23.5 Nm. Szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego w grupie piłkarzy ręcznych wynosił 95.4 ± 14.1 Nm, a w grupie piłkarzy nożnych 87.4 ± 13.6 Nm. Stosunek szczytowego momentu sił agonistów do antagonistów w grupie piłkarzy ręcznych wynosił 57.8%, a w grupie piłkarzy nożnych 59.6%. Wyniki Risberga nie odbiegają znacząco od wyników osiągniętych przez pacjentów w mojej pracy co pozwala sądzić, że technika metodą LARS® pozwala na efektywny powrót do wcześniejszej sprawności. W pracy Gao i wsp. (81) w metodyce badania także zastosowano badanie w warunkach izokinetycznych, szczytowy moment siły dla stałej prędkości kątowej 60 stopni/sekundę, wyrażony jako procent kończyny przeciwnej wynosił 93.6%. W mojej pracy było to odpowiednio 90.5% i stanowi to porównywalny wynik świadczący o powrocie dobrej siły mięśniowej po zabiegu.

6.4.5 Omówienie wyników badania ROM

Hiemstra i wsp. (100) w swojej pracy porównującej dwie metody leczenia operacyjnego uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego – BPTB oraz HG nie wykazali istotnej różnicy w badaniu zakresu ruchu stawu kolanowego w zależności od rodzaju przyjętego protokołu operacyjnego. Nyland i wsp. (135) w swojej pracy dotyczącej oceny retrospektywnej przeszczepu

allogenicznego z mrożonego ścięgna mięśnia piszczelowego przedniego wykazali brak różnicy ROM kończyny zdrowej oraz operowanej. Zakres zgięcia wynosił 136 ± 8 stopni, a dla wyprostu 3 ± 2 stopnia. Również w moim badaniu technika LARS® pozwoliła na uzyskanie przez pacjentów zakresu ruchu nie odbiegającego od ROM kończyny zdrowej i grupy kontrolnej.

6.4.6 Omówienie zależności pomiędzy wynikami badania biomechanicznego, a wynikami kwestionariuszy

Badania Basdelioglu i wsp. (104) wykazały średniego stopnia korelację pomiędzy wynikami kwestionariusza IKDC2000, Lysholm, a badanymi parametrami biomechanicznymi, gdzie $r=0.539$ ($p=0.039$). W mojej pracy badane parametry biomechaniczne wykazały istotne zależności pomiędzy wynikiem kwestionariusza IKDC2000, a większością badanych wartości, jednakże tylko szczytowy moment siły, średnia moc oraz średnia najwyższych prędkości kątowych w ruchu zgięcia i wyprostu stawu kolanowego w próbie 60 stopni/sekundę wykazywały korelację na poziomie średnim powyżej 4.5. Podobny wynik zaobserwowałem w badaniu korelacji wyników kwestionariusza UCLA. Kwestionariusz Lysholm nie wykazywał żadnej istotnej korelacji pomiędzy wynikami badania biomechanicznego, a wynikiem kwestionariusza. Wynik moich badań pokrywa się z wnioskami Basdelioglu i wsp., którzy stwierdzili, iż wyższy wynik kwestionariusza predysponuje pacjentów do osiągnięcia lepszych wyników w badaniach biomechanicznych.

6.5 Omówienie wyników badania czucia pozycji stawu jako składowej propriocepcji

W badaniach nad kontrolą nerwowo-mięśniową już od lat badacze wskazują na niezwykle istotne znaczenie sprawnie funkcjonującego systemu propriocepcji w kontroli ruchów motorycznych zachodzących w stawach, zapewnianiu odpowiedniego poziomu równowagi mięśniowej. W badaniach histopatologicznych więzadła krzyżowego przedniego udowodniono obecność mechanoreceptorów – komórek Paciniego, Rufiniego, Golgiego oraz wolnych zakończeń nerwowych (147–149). Uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego wpływają nie tylko na mechaniczną niestabilność stawu kolanowego, ale mają kluczowe znaczenie dla działania systemu propriocepcji, który może zaburzać nie tylko działanie stawu kolanowego w ruchach czynnych ale również w stabilizacji biernej (133,150). Grevnerts i wsp. (151) w swojej pracy dotyczącej badania wskazań do leczenia operacyjnego uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego wśród 98 szwedzkich ortopedów i 391 szwedzkich fizjoterapeutów wskazali jako czynniki istotne: młody wiek pacjentów, chęć powrotu do sportu – w szczególności sportu kontaktowego z ruchem

skrętnym, uszkodzenia dodatkowych struktur, podejmowane przez pacjentów czynności życia codziennego oraz nastawienie i oczekiwania pacjentów względem leczenia operacyjnego i procesu rehabilitacji. Najważniejszym, jednak czynnikiem według wszystkich ankietowanych była niestabilność stawu kolanowego oceniana subiektywnie przez pacjentów jak i w obiektywnych badaniach klinicznych. Ingersoll i wsp. (152) w swojej pracy zwracają szczególną uwagę na rolę kontroli nerwowo-mięśniowej po urazach więzadła krzyżowego przedniego. W ich przeglądzie literatury podkreśla się rolę nie tylko równowagi mięśniowej w kinetyce i kinematyce sprawnego układu biomechanicznego jakim jest kolano, ale również niezwykle istotną rolę układu proprioceptywnego. Ich spostrzeżenia pokrywają się z wynikami mojej pracy podkreślając rolę sprawnie funkcjonującego stawu kolanowego. Friden i wsp. (153) w swoim przeglądzie literatury i pracy pogładowej wskazują na ścisły związek funkcji stawu kolanowego i uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego. W swojej pracy podkreślają, iż pacjenci z klinicznymi objawami uszkodzenia tego więzadła wykazują większe zaburzenia propriocepcji w porównaniu z grupą zdrowych ochotników. Pozwala to sądzić, iż więzadło krzyżowe przednie jest istotnym źródłem proprioceptorów. Dodatkowo ocena czucia pozycji stawu kolanowego stanowi ważny element oceny propriocepcji stawu kolanowego i powinna wchodzić w skład efektywności podjętych procesów leczenia pacjentów po urazach tego stawu. Co ciekawe wprost przeciwnie Gokeler i wsp. (154) w przeglądzie literatury dotyczącym oceny wpływu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego na propriocepcję i biomechanikę wykazali, że deficyty czucia pozycji stawu lub kinestezji wykazują niski lub średni stopień korelacji z funkcją stawu kolanowego. Furlanetto i wsp. (155) w swojej pracy poddali ocenie 20 pacjentów z jednostronnym uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego oraz 20 zdrowych uczestników włączonych do badania jako grupa kontrolna. Badanie przeprowadzono w dwóch próbach odtworzenia zadanej pozycji kątowej – 40 i 90 stopni wg aktywnego i pasywnego wzorca. W próbie aktywnego odtworzenia wzorca dla 40 stopni wynik kolana zajętego wynosił 0.8 ± 1.3 stopnia, kolana zdrowego 0.6 ± 1.4 stopnia, a grupy kontrolnej -0.1 ± 1.1 stopnia. W próbie aktywnego odtworzenia wzorca dla 90 stopni wynik kolana zajętego wynosił 3.5 ± 1.4 stopnia, kolana zdrowego 2.4 ± 1.4 stopnia, a grupy kontrolnej -0.1 ± 1 stopnia. Wyniki różniły się istotnie statystycznie pomiędzy grupą kontrolną, a grupą z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego. W mojej pracy wyniki kończyny operowanej nie odbiegały od wyników kończyny zdrowej i grupy kontrolnej co pozwala sądzić, iż zastosowane leczenie operacyjne wpłynęło korzystnie na poprawę czucia pozycji stawu jako składowej propriocepcji. Kim i wsp. (149) dokonali metaanalizy 10 prac oceniających błąd odtworzenia pozycji stawu kolanowego w uszkodzeniach więzadła krzyżowego przedniego. W sumie metaanaliza obejmowała 127 pacjentów poddanych ocenie czucia ruchu biernego na urządzeniu

Biodex System Pro® w modelu biernej prezentacji wzorca i biernego lub czynnego odtworzenia wzorca ruchu w zakresie 20 i 40 stopni. Badanie wykazało o 0.94 stopnia wyniki wyższe po stronie kolana z uszkodzeniem ACL. (95% CI, 0.49°- 1.39°; P = 0.002) Wyniki czucia pozycji stawu w większości badanych prac były istotnie niższe po stronie kończyny zajętej w porównaniu z kończyną zdrową. W mojej pracy nie wykazałem istotnej różnicy w badaniu czucia pozycji stawu jako składowej propriocepcji stawu kolanowego w porównaniu ze zdrową kończyną i grupą kontrolną. Pozwala to sądzić, iż zastosowanie plecionki LARS® umożliwia odbudowanie sprawnie działającego systemu kontroli nerwowo-mięśniowej stawu kolanowego. Chen i wsp. (105) dokonali oceny pacjentów po leczeniu operacyjnym uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego w okresie 12 miesięcy po podjętym leczeniu operacyjnym w grupie 15 pacjentów poddanych rekonstrukcji z użyciem allograftu z pozostawieniem kikuta zerwanego więzadła w porównaniu do grupy 15 pacjentów bez pozostawienia kikuta. W badaniu propriocepcji wykorzystano model wspomaganej prezentacji wzorca ruchu 45, 30, 0 stopni i model czynnego odtworzenia pozycji stawu. W grupie z kikutem dla pozycji 30 stopni błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu po 12 miesiącach od operacji wynosił 2.55 ± 0.51 , podczas gdy w grupie bez kikuta 4.26 ± 0.65 . W grupie z kikutem dla pozycji 45 stopni błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu po 12 miesiącach od operacji wynosił 2.84 ± 0.63 , podczas gdy w grupie bez kikuta 4.52 ± 0.77 . Wszystkie grupy różniły się istotnie od siebie. Wyniki pacjentów w mojej pracy są niezwykle zbliżone do wyników grupy leczonej z pozostawieniem kikuta. Fakt ten może wynikać z pozostawienia kikuta więzadła krzyżowego przedniego, które jest skupiskiem proprioceptorów i niewątpliwie wpływa na sprawnie działający system propriocepcji. Pozostawienie kikuta więzadła i zastosowanie sztucznej plecionki LARS® zapewniają możliwość odbudowy systemu propriocepcji, a także jak wskazują badania naukowe dzięki zmniejszeniu niestabilności stawu kolanowego umożliwiają aktywację pozostałych komórek proprioceptorowych zlokalizowanych w torebce stawowej, tkance nerwowej, mięśniowej i ścięgnach. Relph i wsp. (24) w swojej metaanalizie dotyczącej wpływu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego i jego rekonstrukcji na propriocepcję stawu kolanowego wskazuje na znaczące zmniejszenie czucia pozycji stawu u pacjentów po urazie więzadła krzyżowego przedniego w porównaniu do kończyny zdrowej, gdzie standaryzowana różnica średnich SMD = 0.52 stopnia ($p < 0.001$). Dodatkowo w swojej pracy wskazują na znacznie lepsze wyniki pacjentów poddanych leczeniu operacyjnemu w porównaniu z wynikami pacjentów leczonych nieoperacyjnie (SMD = -0.62 stopnia ($p < 0.001$)). Wyniki te pokrywają się z wynikami mojej pracy pozwalając uzyskać grupie badanej wyniki zbliżone do grupy kontrolnej i kończyny zdrowej. Reider i wsp. (156) w swojej pracy poddali ocenie 26 pacjentów po operacyjnym leczeniu jednostronnego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego (średnia wieku 25 lat). Badanie

przeprowadzano z pozycji pełnego wyprostu do pozycji 15 stopni zgięcia w modelu wspomaganej prezentacji i czynnego odtworzenia zadanej pozycji, liczba powtórzeń 10. Badanie przeprowadzono przed podjętym leczeniem operacyjnym i 6 miesięcy po nim. Błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu operowanego przed podjętym leczeniem wynosił 6.1 stopnia, a dla kończyny zdrowej 6.8 stopnia. Po 6 miesiącach błąd czynnego odtworzenia pozycji operowanego stawu wynosił 5.7 stopnia, a dla kończyny zdrowej 6.9 stopnia. Wyniki czucia pozycji stawu badanej przez mnie grupy są zdecydowanie niższe nie przekraczając błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu 4.5 stopnia. Różnica ta wynikać może z krótkiego okresu obserwacji pacjentów w pracy Reider i wsp. oraz konieczności kontynuacji procesu usprawniania w celu poprawy czucia pozycji stawu.

6.6 Omówienie komplikacji po wszczepieniu plecionki syntetycznej

Hogan, McAlus i wsp. (157) dokonali przeglądu 224 prac próbując odpowiedzieć na pytanie o miejsce inżynierii tkankowej w rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego i zauważyli wysoki odsetek niepowodzeń po operacjach z użyciem różnych wszczepów syntetycznych. Jedynie użycie plecionki LARS® wiązało się z niewielkimi komplikacjami i dobrą wytrzymałością mechaniczną implantu co koreluje z moimi wynikami, zerwane wszczepy w moim badaniu związane były głównie z bardzo aktywnymi sportowcami narażonymi na skrajne przeciążenia i urazy. Z kolei Sinagra i wsp. (69) przebadali histologicznie 15 usuniętych wszczepów z powodu ich niestabilności, przewlekłych stanów zapalnych i infekcji. W 10 przypadkach występowała reakcja zapalna na ciało obce – zaobserwowano obecność makrofagów i komórek olbrzymich. Jednak w 7 przypadkach odnotowano przerost tkanką łączną jak zakłada metoda. W moich badaniach nie odnotowałem przypadku przewlekłego zapalenia wymagającego interwencji chirurgicznej. Prac wykazujących powikłania po zastosowaniu plecionki nie ma zbyt wiele, Glezos i wsp. (158) opisali przypadek przewlekłego zapalenia po plecionce LARS® zakończonego usunięciem i synowektomią po 12 miesiącach od operacji. Usunięto więzadło w całości, nie było zerwane a w badaniu histologicznym stwierdzono reakcję jak na ciało obce w postaci obecności komórek olbrzymich. Podobnie Guidoin i wsp. (159) po przebadaniu 117 usuniętych implantów obserwowali w niektórych preparatach histologicznych stan zapalny, obecne były makrofagi i komórki olbrzymie jako wykładniki odczynu. W wielu preparatach odnotowano jednak obecną ligamentyzację czyli proces zasiedlania włókien polietylenowych przez fibroblasty wytwarzające tkankę łączną.

Machotka i wsp. (160) dokonali przeglądu prac o rekonstrukcjach więzadła krzyżowego przedniego z zastosowaniem plecionki LARS® i podsumowując wyniki zauważyli, że zastosowanie wszczepu charakteryzuje się niskim procentem zerwań i odczynów zapalnych. Stawy kolanowe prezentują dobrą stabilność a pacjenci szybko wracają do aktywności. Autorzy potwierdzają przydatność i skuteczność metody z zastosowaniem syntetycznego graftu. Koreluje to z dobrymi wynikami w mojej pracy. Newman i wsp. (161) dokonali przegląd piśmiennictwa po zastosowaniu plecionki LARS® od 1990 do 2012r., wytypowali 9 prac z maksymalną 5 letnią obserwacją. Badania obejmowały 675 pacjentów w wieku 26-46 lat. Odnotowano tylko 2 odczyny zapalne i 2.5% zerwań w porównaniu do metody z użyciem ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych określonych w literaturze na 1.8-12.7%. Uzyskano wyniki dobre i porównywalne z użyciem autograftów ale dostrzeżono szybszy powrót do sportu po LARS®, już 2-6 miesięcy po operacji. Ostrożnie wskazano jednak na potrzebę badań długookresowych. Tulloch i wsp. (162) także

dokonali oceny histologicznej próbek tkanek pobranych w 12 przypadkach po rekonstrukcji LARS® w czasie artroskopii wykonanych średnio 23 miesiące po operacji wszczepu z różnych powodów. Uzyskano wynik 6 zerwanych i 6 całych wszczepów, w 8 przypadkach (67%) obserwowano prawidłową błonę maziową, w 4 przypadkach (33%) występował odczyn zapalny. W próbkach histologicznych znaleziono komórki olbrzymie potwierdzające reakcję zapalną na ciało obce. We wnioskach podsumowano, że wszczep plecionki LARS® może wiązać się z podwyższonym ryzykiem przewlekłego zapalenia jako odczynu na ciało obce.

7. Wnioski

Wniosek główny:

Zastosowanie implantu z politereftalanu etylenu jest skuteczną metodą rekonstrukcji uszkodzonego więzadła krzyżowego przedniego pozwalającą na uzyskanie przez pacjentów porównywalnej ze stroną przeciwną funkcji stawu kolanowego oraz dobrego efektu klinicznego.

Wnioski szczegółowe:

1. Rekonstrukcja ACL przy użyciu plecionki z politereftalanu etylenu pozwala, w ocenie subiektywnej chorego, w bardzo dobrym stopniu odtworzyć funkcję stawu.
2. Zabieg rekonstrukcji więzadła krzyżowego obniża natężenie pourazowych dolegliwości bólowych stawu kolanowego.
3. Użycie plecionki z politereftalanu etylenu pozwala odtworzyć stabilność przednio-tylną stawu kolanowego z zachowaniem jego ruchomości.
4. Zastosowanie syntetycznego wszczepu stwarza szansę odtworzenia po urazie wybranych parametrów biomechanicznych mięśni kontrolujących staw kolanowy
5. Rekonstrukcja przy pomocy wszczepu syntetycznego pozwala odtworzyć po urazie czucie pozycji operowanego stawu kolanowego jako składowej propriocepcji.
6. Po zastosowaniu plecionki z politereftalanu etylenu wykazano średnią zależność pomiędzy wynikami wybranych parametrów biomechanicznych mięśni stawu kolanowego badanego w warunkach izokinetycznych, a wynikami subiektywnych skal funkcjonalnych

8. Podsumowanie

Artroskopowa rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego przy użyciu syntetycznej plecionki LARS® wraz z wystandaryzowanym postępowaniem pooperacyjnej rehabilitacji pozwala na odzyskanie sprawności kończyny w stopniu porównywalnym do strony przeciwnej pod względem zarówno stabilności stawu, siły mięśniowej a przede wszystkim propriocepcji. W zebranych materiale wyniki stabilności były bardzo dobre i porównywalne z piśmiennictwem. Rekonstrukcja ACL przy użyciu zastosowanej techniki jest wystarczająca do odzyskania i utrzymania optymalnej funkcji stawu kolanowego, pozwala na lepsze odtworzenie stabilności stawu niż przeszczepy autogenne co wykazano w oparciu o dane literaturowe.

Pozostawienie kikuta więzadła i zastosowanie sztucznej plecionki zapewniają możliwość odbudowy systemu propriocepcji, a także jak wskazują badania naukowe dzięki zmniejszeniu niestabilności stawu kolanowego umożliwiają aktywację pozostałych komórek proprioceptorowych zlokalizowanych w innych strukturach jak torebka stawowa, tkanka nerwowa, mięśniowa i ścięgna.

Użycie wszczepu syntetycznego może być przyszłością operacji rekonstrukcyjnych więzadeł krzyżowych. Nie pobierając własnych tkanek z okolic już uszkodzonego kolana nie powodujemy dolegliwości bólowych miejsca operowanego. Zapewniamy szybką rehabilitację i nie powodujemy deficytu mięśni z których pobrano tkanki do rekonstrukcji, nie obserwujemy sztywności stawu w procesie usprawniania. Ponadto ścięgno używane do rekonstrukcji w najczęściej wykonywanych metodach z użyciem przeszczepów autogennych nie jest więzadłem, posiada inne neuroreceptory co nie pozostaje bez znaczenia dla jego funkcji proprioceptywnej.

Kikut więzadła zachowywany w metodzie z użyciem wszczepu z politeraftalanu etylenu jest najlepszym źródłem neuroreceptorów oraz fibroblastów, które osiadają na wszczepie jako swoistym rusztowaniu i powodują jego przerost przez tkankę łączną. Zastosowanie takiej hybrydy z zachowaniem propriocepcji naturalnego więzadła wraz z dużą wytrzymałością mechaniczną materiału syntetycznego skutkuje dobrymi wynikami przeprowadzonych operacji porównywalnymi z danymi literaturowymi.

9. Piśmiennictwo

1. Kiapour AM, Murray MM. Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. *Bone and Joint Research* 2014; 3(2): 20–31.
2. Renström PA. Eight clinical conundrums relating to anterior cruciate ligament (ACL) injury in sport: Recent evidence and a personal reflection. *British Journal of Sports Medicine* 2013.
3. Neyret P, Demey G. Surgery of the knee. *Surgery of the Knee*. Springer-Verlag London Ltd; 2014.
4. Salzler MJ, Lin A, Miller CD, Herold S, Irrgang JJ, Harner CD. Complications after arthroscopic knee surgery. *American Journal of Sports Medicine* 2014; 292–6.
5. Simon D, Mascarenhas R, Saltzman BM, Rollins M, Bach BR, MacDonald P. The Relationship between Anterior Cruciate Ligament Injury and Osteoarthritis of the Knee. *Advances in Orthopedics* 2015. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/928301>.
6. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: Osteoarthritis. *American Journal of Sports Medicine* 2007; 35(10):1756–69.
7. Davarinos N, O'Neill BJ, Curtin W. A Brief History of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Advances in Orthopedic Surgery* 2014; 2014:1–6.
8. Chen T, Jiang J, Chen S. Status and headway of the clinical application of artificial ligaments. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology* 2015; 2:15–26.
9. Batty LM, Norsworthy CJ, Lash NJ, Wasiak J, Richmond AK, Feller JA. Synthetic devices for reconstructive surgery of the cruciate ligaments: A systematic review. *Arthroscopy* 2015; 31(5):957–68.
10. Krupa S, Królikowska A, Reichert P. Postoperative Knee Joint Stability Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using the Ligament Advanced Reinforcement System. *Polimery w Medycynie* 2016; 46(2):155–61.
11. Drake RL, Vogl AW, Mitchell AW. *Gray's Anatomy for Students*, Third Edition, Toronto, Ontario, Canada: Elsevier Churchill Livingstone; 2015.
12. Moore KL, Dalley AF, Agur AM. *Moore Clinically Oriented Anatomy* Seventh Edition. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
13. Bochenek A, Reicher M. *Anatomia człowieka*, Warszawa: PZWL Wydawnictwo Lekarskie; 2010.

14. Domnick C, Raschke MJ, Herbolt M. Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World Journal of Orthopaedics* 2016; 7(2): 82-93.
15. Suggs J, Wang C, Li G. The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction - A 3D computational simulation. *Clinical Biomechanics* 2003; 18(1):35–43.
16. Woo SLY, Wu C, Dede O, Vercillo F, Noorani S. Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 2006; 1:2.
17. Flandry F, Hommel G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 2011; 19:82–92.
18. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American Journal of Sports Medicine* 1997; 25(1):130–7.
19. Birmingham TB, Kramer JF, Kirkley A, Inglis JT, Spaulding SJ, Vandervoort AA. Knee bracing after ACL reconstruction: Effects on postural control and proprioception. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2001; 33(8):1253–8.
20. Piontek T, Ciemniowska-Gorzela K, Szulc A, Dudziński W. Strategy of visual proprioceptive control in patients with injury to the anterior cruciate ligament of the knee and healthy individuals (soccer players). *Biology of Sport* 2012; 29(1):57–62.
21. Proske U, Gandevia SC. The proprioceptive senses: Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews* 2012; 92(4):1651–97.
22. Tuthill JC, Azim E. Proprioception. *Current Biology* 2018; 28(5):194-203.
23. Röijezon U, Clark NC, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation: Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy* 2015; 20(3):368–77.
24. Relph N, Herrington L, Tyson S. The effects of ACL injury on knee proprioception: A meta-analysis. *Physiotherapy (United Kingdom)* 2014; 100(3):187–195.
25. Lane CG, Warren R, Pearle AD. The pivot shift. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2008; 16(12):679–688.
26. Musahl V, Hoshino Y, Ahlden M, Araujo P, Irrgang JJ, Zaffagnini S, et al. The pivot shift: A global user guide. *Knee Surgery, Sports, Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(4):724–31.
27. Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment, Knee*, Sixth Edition, Alberta, Canada: Saunders; 2014.
28. Rossi R, Dettoni F, Bruzzone M, Cottino U, D’Elicio DG, Bonasia DE. Clinical examination

of the knee: Know your tools for diagnosis of knee injuries. *Sports Medicine Arthroscopy Rehabilitation Therapy and Technology* 2011; 3(1).

29. Balnave CD, Thompson MW. Effect of training on eccentric exercise-induced muscle damage. *Journal of Applied Physiology* 1993; 75(4):1545–51.
30. Hislop HJ, Perrine J. The Isokinetic Concept of Exercise. *Physical Therapy* 1967; 47(2):114–7.
31. Biodex. Biodex Multi-Joint System - Pro Setup / Operation Manual 2002; 6339:118.
32. Taylor NAS, Sanders RH, Howick EI, Stanley SN. Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupant Physiology* 1991; 62(3):180–8.
33. Murgia A, Kyberd PJ, Chappell PH, Light CM. Marker placement to describe the wrist movements during activities of daily living in cyclical tasks. *Clinical Biomechanics* 2004; 19(3):248–54.
34. Grygorowicz M, Kubacki J, Bacik B, Gieremek K, Polak A. Isokinetic measurements - Areas of application in physiotherapy | Pomiar w warunkach izokinetycznych - Obszary zastosowania w fizjoterapii. *Fizjoterapia Polska* 2006; 6(3):238–44.
35. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *American Journal of Sports Medicine* 1982; 10(3):150–4.
36. Piontek T, Ciemniewska-Gorzela K, Naczek J, Cichy K, Szulc A. Linguistic and cultural adaptation into Polish of the IKDC 2000 subjective knee evaluation form and the Lysholm scale. *Polish Orthopedics and Traumatology* 2012; 77:115-9.
37. Kruse LM, Gray B, Wright RW. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 2012; 94(19):1737-1748.
38. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine* 2007; 41:57-51
39. Andersson C, Odensten M, Good L, Gillquist J. Surgical or non-surgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament. A randomized study with long-term follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 1989; 71(7):965-74.
40. Seedhom BB. Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *Proceedings of The Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of English Medicine* 1992; 206(1):15-27.
41. Grassi A, Carulli C, Innocenti M, Mosca M, Zaffagnini S, Bait C, et al. New trends in anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review of national surveys of the last

5 years. *Joints* 2018; 6: 177-87.

42. Gillquist J, Messner K. Anterior cruciate ligament reconstruction and the long term incidence of gonarthrosis. *Sports Medicine* 1999; 27:143–56.
43. Petersen W, Scheffler S, Mehl J. The preventive effect of ACL reconstruction with regard to secondary meniscus and cartilage lesions. *Sports Orthopaedics and Traumatology* 2018; 34: 93–104.
44. Beasley LS, Weiland DE, Vidal AF, Chhabra A, Herzka AS, Feng MT, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction: A literature review of the anatomy, biomechanics, surgical considerations, and clinical outcomes. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2005; 15(1):5–19.
45. Phillips BB, Mihalko MJ. Arthroscopy of the Lower Extremity. In: *Campbell's Operative Orthopaedics*, USA: Mosby; 2013; 2393–465.
46. Bollen S. Anterior cruciate ligament reconstruction: a personal perspective. *Orthopaedics and Trauma* 2019; 33(2):70–5.
47. Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA. Biomechanical comparison of anatomic double-bundle, anatomic single-bundle, and nonanatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *The American Journal of Sports Medicine* 2011; 39(2):279–88.
48. Herbert A, Jones GL, Ingham E, Fisher J. A biomechanical characterisation of acellular porcine super flexor tendons for use in anterior cruciate ligament replacement: Investigation into the effects of fat reduction and bioburden reduction bioprocesses. *Journal of Biomechanics* 2015; 48(1):22–9.
49. Bottoni CR, Smith EL, Shaha J, Shaha SS, Raybin SG, Tokish JM, et al. Autograft Versus Allograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 2015; 43(10):2501–9.
50. Kruczyński J, Piontek T, Trzeciak T, Jaroszewski J, Rymer T, Ruszkowski K. Graft remodeling following Hertel ACL reconstruction in MR imaging. *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska* 2003; 68(2):101–4.
51. Tjong VK, Murnaghan ML, Nyhof-Young JM, Ogilvie-Harris DJ. A qualitative investigation of the decision to return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction: To play or not to play. *American Journal of Sports Medicine* 2014; 42(2):336–42.
52. Paschos NK, Howell SM. Anterior cruciate ligament reconstruction: Principles of treatment. *EFORT Open Review* 2016; 1(11):398–408.
53. Taketomi S, Inui H, Yamagami R, Shirakawa N, Kawaguchi K, Nakagawa T, et al. Bone-Patellar Tendon-Bone Autograft versus Hamstring Tendon Autograft for Anatomical

Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Three-Dimensional Validation of Femoral and Tibial Tunnel Positions. *Journal of Knee Surgery* 2018; 31(9):866–74.

54. Spindler KP, Kuhn JE, Freedman KB, Matthews CE, Dittus RS, Harrell FE. Anterior cruciate ligament reconstruction autograft choice: Bone-tendon-bone versus hamstring. Does it really matter? A systematic review. *American Journal of Sports Medicine* 2004; 32(8):1986-1995.
55. Lord B, Grice J, Cox G, Yassen S, Wilson A. Anterior cruciate ligament reconstruction - evolution and current concepts. *Orthopaedics and Trauma* 2015; 29(1):12–23.
56. Yu A, Prentice HA, Burfeind WE, Funahashi T, Maletis GB. Risk of Infection After Allograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Are Nonprocessed Allografts More Likely to Get Infected? A Cohort Study of Over 10,000 Allografts. *American Journal of Sports Medicine* 2018; 46(4):846–51.
57. Kraeutler MJ, Kim SH, Brown CC, Houck DA, Domby BC, Reynolds KA, et al. Clinical Outcomes Following Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Hamstring Autograft versus Planned Hybrid Graft. *Journal of Knee Surgery* 2018; 31(9):827–33.
58. Legnani C, Ventura A, Terzaghi C, Borgo E, Albisetti W. Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature. *International Orthopaedics* 2010; 34:465–471.
59. Ye JX, Shen GS, Zhou HB, Xu W, Xie ZG, Dong QR, et al. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with the LARS artificial ligament: Thirty-six to fifty-two months follow-up study. *European Review of Medical and Pharmacological Science* 2013; 17(11):1438–46.
60. Viateau V, Manassero M, Anagnostou F, Guérard S, Mitton D, Migonney V. Biological and biomechanical evaluation of the ligament advanced reinforcement system (LARS AC) in a sheep model of anterior cruciate ligament replacement: A 3-month and 12-month study. *Arthroscopy The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2013; 29(6):1079–88.
61. Kim HS, Seon JK, Jo AR. Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Knee Surgery and Related Research* 2013; 25(4):165–73.
62. Fu FH, Bennett CH, Ma BC, Menetrey J, Lattermann C. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction: Part II. Operative procedures and clinical correlations. *American Journal of Sports Medicine* 2000; 28(1):124-130.
63. Samuelsson K, Andersson D, Ahldén M, Fu FH, Musahl V, Karlsson J. Trends in Surgeon Preferences on Anterior Cruciate Ligament Reconstructive Techniques. *Clinics in Sports Medicine* 2013; 32(1):111–126.
64. Eystuoy NH, Nissen KA, Nielsen T, Lind M. The Influence of Graft Fixation Methods on

Revision Rates After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 2018; 46(3):524–30.

65. Connaughton AJ, Geeslin AG, Uggen CW. All-inside ACL reconstruction: How does it compare to standard ACL reconstruction techniques? *Journal of Orthopaedics* 2017; 14(2):241-246.
66. Lubowitz JH. All-inside ACL: Retroconstruction controversies. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 2010; 18(1):20-26.
67. Murray AW, MacNicol MF. 10-16 year results of Leeds-Keio anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 2004; 11(9):9–14.
68. Jamil T, Ansari U, Najabat Ali M, Mir M. A Review on Biomechanical and Treatment Aspects Associated with Anterior Cruciate Ligament. *Innovation and Research in BioMedical Engineering* 2017; 38(1):13–25.
69. Sinagra ZP, Kop A, Pabbruwe M, Parry J, Clark G. Foreign Body Reaction Associated With Artificial LARS Ligaments: A Retrieval Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2018; 6(12):1–7.
70. Smith C, Ajuied A, Wong F, Norris M, Back D, Davies A. The use of the ligament augmentation and reconstruction system (LARS) for posterior cruciate reconstruction. *Arthroscopy The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2014; 30(1):111–20.
71. Laboureaud JP. Present indications for artificial ligaments. *Minerva Ortopedica e Traumatologica* 1995; 46:219-229.
72. Dericks G. Ligament advanced reinforcementsystem anterior cruciate ligament reconstruction. *Operative Techniques in Sports Medicine* 1995;3(3):187–205.
73. Dodds AL, Bauze AJ, Keene GC. Revision surgery for failed anterior cruciate ligament reconstruction in the knee. *Orthopaedics and Trauma* 2014; 28(2):116–22.
74. Parchi PD, Ciapini G, Paglialunga C, Giuntoli M, Picece C, Chiellini F, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction with LARS artificial ligament—clinical results after a long-term follow-up. *Joints* 2018; 6(2):75–9.
75. Wright RW. Effect of graft choice on the outcome of revision anterior cruciate ligament reconstruction in the multicenter ACL revision study (MARS) cohort. *American Journal of Sports Medicine* 2014; 42(10):2301–10.
76. Tiefenboeck TM, Thurmaier E, Tiefenboeck MM, Ostermann RC, Joestl J, Winnisch M, et al. Clinical and functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction using the LARSTM system at a minimum follow-up of 10 years. *Knee* 2015; 22(6):565–8.
77. Li H, Yao Z, Jiang J, Hua Y, Chen J, Li Y, et al. Biologic failure of a ligament advanced

reinforcement system artificial ligament in anterior cruciate ligament reconstruction: A report of serious knee synovitis. *Arthroscopy The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2012; 28(4):583–6.

78. Ćwiek-Ludwicka K. Polyethylene terephthalate (PET)-health aspects and food packaging application. *Roczniki Państwowego Zakładu Higieny* 2003; 54(2):175–182.
79. Nau T, Lavoie P, Duval N. A new generation of artificial ligaments in reconstruction of the anterior cruciate ligament: Two-year follow-up of a randomised trial. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 2002; 84(3):356–60.
80. Zarzycki W, Mazurkiewicz S, Wiśniewski P. Research on strength of the grafts that are used in anterior cruciate ligament reconstruction. *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska* 1999; 64(3):293–302.
81. Gao K, Chen S, Wang L, Zhang W, Kang Y, Dong Q, et al. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With LARS Artificial Ligament: A Multicenter Study With 3- to 5-Year Follow-up. *Arthroscopy The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2010; 26(4):515–23.
82. Jia Z, Xue C, Wang W, Liu T, Huang X, Xu W. Clinical outcomes of anterior cruciate ligament reconstruction using LARS artificial graft with an at least 7-year follow-up. *Medicine* 2017; 96(14).
83. Iliadis DP, Bourlos DN, Mastrokalos DS, Chronopoulos E, Babis GC. LARS Artificial Ligament Versus ABC Purely Polyester Ligament for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2016; 4(6).
84. Wang XM, Ji G, Wang XM, Kang HJ, Wang F. Biological and Biomechanical Evaluation of Autologous Tendon Combined with Ligament Advanced Reinforcement System Artificial Ligament in a Rabbit Model of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopaedic Surgery* 2018; 10(2):144–51.
85. Vaquette C, Viateau V, Guérard S, Anagnostou F, Manassero M, Castner DG, et al. The effect of polystyrene sodium sulfonate grafting on polyethylene terephthalate artificial ligaments on invitro mineralisation and invivo bone tissue integration. *Biomaterials* 2013; 34(29):7048–63.
86. Wang S, Ge Y, Ai C, Jiang J, Cai J, Sheng D, et al. Enhance the biocompatibility and osseointegration of polyethylene terephthalate ligament by plasma spraying with hydroxyapatite in vitro and in vivo. *International Journal of Nanomedicine* 2018; 13:3609–23.
87. Egawa T, Inagaki Y, Akahane M, Furukawa A, Inoue K, Ogawa M, et al. Silicate-substituted

strontium apatite nano coating improves osteogenesis around artificial ligament. *BMC Musculoskelet Disorders* 2019; 20(1).

88. Saenz A, Avellanet M, Hijos E, Chaler J, Garreta R, Pujol E, et al. Knee isokinetic test-retest: A multicentre knee isokinetic test-retest study of a fatigue protocol. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2010; 46(1):81–8.
89. Roga M, Lubiowski P, Lisiewicz E, Romanowski L. Analysis of normal glenohumeral joint proprioception. *Issues of Rehabilitation, Orthopaedics, Neurophysiology and Sport Promotion - IRONS* 2013; 5:15–30.
90. Centrum Badania Opinii Społecznej. Aktywność fizyczna Polaków 2013; Available from: http://www.cbos.pl/SPISKOM.POL/2013/K_129_13.PDF
91. Collins JE, Katz JN, Donnell-Fink LA, Martin SD, Losina E. Cumulative incidence of ACL reconstruction after ACL injury in adults: Role of age, sex, and race. *American Journal of Sports Medicine* 2013; 41(3):544–9.
92. Niska JA, Petrigliano FA, Mcallister DR. Anterior Cruciate Ligament Injuries (Including Revision). DeLee, Drez, and Miller’s *Orthopaedic Sports Medicine* 2016; 1149–1163
93. Clark JC, Rueff DE, Indelicato PA, Moser M. Primary ACL Reconstruction Using Allograft Tissue. *Clinics in Sports Medicine* 2009; 28(2):223–244.
94. Hoshino Y, Fu FH. Matching the Anterior Cruciate Ligament Graft to the Patient. *Operative Techniques in Orthopedics* 2017; 27(1):14–9.
95. Goddard M, Bowman N, Salmon LJ, Waller A, Roe JP, Pinczewski LA. Endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction in children using living donor hamstring tendon allografts. *American Journal of Sports Medicine* 2013; 41(3):567–74.
96. Bates NA, Myer GD, Shearn JT, Hewett TE. Anterior cruciate ligament biomechanics during robotic and mechanical simulations of physiologic and clinical motion tasks: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics* 2015; 30(1):1–13.
97. Smith PA, Bley JA. Allograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Utilizing Internal Brace Augmentation. *Arthroscopy Techniques* 2016; 5(5):1143–7.
98. Svantesson E, Hamrin Senorski E, Webster KE, Karlsson J, Diermeier T, Rothrauff BB, et al. Clinical outcomes after anterior cruciate ligament injury: panther symposium ACL injury clinical outcomes consensus group. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2020; 28(8):2415–34.
99. Grindem H, Wellsandt E, Failla M, Snyder-Mackler L, Risberg MA. Anterior Cruciate Ligament Injury—Who Succeeds Without Reconstructive Surgery? The Delaware-Oslo ACL Cohort Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2018; 6(5):1–9.

100. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Knee strength deficits after hamstring tendo and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2000; 32(8):1472–9.
101. Moisala AS, Järvelä T, Kannus P, Järvinen M. Muscle strength evaluations after ACL reconstruction. *International Journal of Sports Medicine* 2007; 28(10):868–72.
102. Tow BP, Chang PC, Mitra AK, Tay BK, Wong MC. Comparing 2-year outcomes of anterior cruciate ligament reconstruction using either patella-tendon or semitendinosus-tendon autografts: a non-randomised prospective study. *Journal of Orthopaedic Surgery* 2005; 13(2):139–46.
103. Moksnes H, Snyder-Mackler L, Risberg MA. Individuals with an anterior cruciate ligament-deficient knee classified as noncopers may be candidates for nonsurgical rehabilitation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2008; 38(10):586–95.
104. Başdelioğlu K, Meriç G, Pündük Z, Akseki D, Atik A, Sargın S. Outcomes of isokinetic tests and functional assessment of anterior cruciate ligament reconstruction: Transtibial versus single anatomic femoral tunnel technique. *Acta Orthopaedica and Traumatologica Turcica* 2019; 53(2):86–91.
105. Chen TZ, Wang YS, Li XS. Anterior cruciate ligament reconstruction using an anterior cruciate ligament stump. *Videosurgery and Other Miniinvasive Techniques* 2019; 14(3):461–7.
106. Diermeier T, Herbst E, Braun S, Saracuz E, Voss A, Imhoff AB, et al. Outcomes after bone grafting in patients with and without ACL revision surgery: A retrospective study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2018; 19(1):1–6.
107. Chen J, Gu A, Jiang H, Zhang W, Yu X. A comparison of acute and chronic anterior cruciate ligament reconstruction using LARS artificial ligaments: A randomized prospective study with a 5-year follow-up. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 2015; 135(1).
108. Hamido F, Misfer AK, Al Harran H, Khadrawe TA, Soliman A, Talaat A, et al. The use of the LARS artificial ligament to augment a short or undersized ACL hamstrings tendon graft. *Knee* 2011; 18(6):373–8.
109. Bugelli G, Dell’Osso G, Ascione F, Gori E, Bottai V, Giannotti S. LARS™ in ACL reconstruction: evaluation of 60 cases with 5-year minimum follow-up. *Musculoskeletal Surgery* 2018; 102(1):57–62.
110. Li B, Wen Y, Wu H, Qian Q, Wu Y, Lin X. Arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: Retrospective review of hamstring tendon graft versus LARS artificial ligament. *International Orthopaedics* 2009; 33(4):991–6.

111. Huang JM, Wang Q, Shen F, Wang ZM, Kang YF. Cruciate ligament reconstruction using LARS artificial ligament under arthroscopy: 81 Cases report. *Chinese Medical Journal* 2010; 123(2):160–4.
112. Ranger P, Senay A, Gratton GR, Lacelle M, Delisle J. LARS synthetic ligaments for the acute management of 111 acute knee dislocations: effective surgical treatment for most ligaments. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2018; 26(12).
113. Bianchi N, Sacchetti F, Bottai V, Gesi M, Carlisi A, Facchini A, et al. LARS versus hamstring tendon autograft in anterior cruciate ligament reconstruction: a single-centre, single surgeon retrospective study with 8 years of follow-up. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology* 2019; 29(2):447–53.
114. Tulloch SJ, Devitt BM, Porter T, Hartwig T, Klemm H, Hookway S, et al. Primary ACL reconstruction using the LARS device is associated with a high failure rate at minimum of 6-year follow-up. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2019; 27(11):3626–32.
115. Liu ZT, Zhang XL, Jiang Y, Zeng BF. Four-strand hamstring tendon autograft versus LARS artificial ligament for anterior cruciate ligament reconstruction. *International Orthopaedics* 2010; 34(1):45–9.
116. Lavoie P, Fletcher J, Duval N. Patient satisfaction needs as related to knee stability and objective findings after ACL reconstruction using the LARS artificial ligament. *Knee* 2000; 7(3):57-163.
117. Cupido C, Peterson D, Sutherland MS, Ayeni O, Stratford PW. Tracking patient outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physiotherapy Canada* 2014; 66(2):199-205
118. Savalli L, Hernandez-Sendin MI, Puig PL, Trouvé P. Pain after anterior cruciate ligament reconstruction: Detail and treatment. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique* 2004; 47(6):299-308
119. Wipfler B, Donner S, Zechmann CM, Springer J, Siebold R, Paessler HH. Anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon versus hamstring tendon: A prospective comparative study with 9-year follow-up. *Arthroscopy The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2011; 27(5).
120. Baumgart C, Welling W, Hoppe MW, Freiwald J, Gokeler A. Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 2018; 10(1):1–8.
121. Wilk KE, Romaniello WT, Soscia SM, Arrigo CA, Andrews JR. The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1994; 20(2):60–73.

122. Vassiss K, Kanellopoulos AK, Misiris I, Trigkas P, Spanos S, Poulis IA. Knee isokinetic test scores and functional hop tests findings: Are they related? *Isokinetics and Exercise Science* 2020; 28(3):231–8.
123. Feiring DC, Ellenbecker TS, Derscheid GL. Test-retest reliability of the Biodex isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1990; 11(7):298–300.
124. Pua YH, Bryant AL, Steele JR, Newton RU, Wrigley T V. Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Annals Academy of Medicine Singapore* 2008; 37(4):330–40.
125. Dauty M, Tortellier L, Rochcongar P. Isokinetic and anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings or patella tendon graft: Analysis of literature. *International Journal of Sports Medicine* 2005; 26(7):599–606.
126. Xergia SA, McClelland JA, Kvist J, Vasiliadis HS, Georgoulis AD. The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4-24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatology and Arthroscopy* 2011; 19(5):768–80.
127. Czaplicki A, Jarocka M, Walawski J. Isokinetic identification of knee joint torques before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *PLOS One* 2015; 10(12):1–13.
128. McHugh MP, Tyler TF, Nicholas SJ, Browne MG, Gleim GW. Electromyographic analysis of quadriceps fatigue after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2001; 31(1):25–32.
129. Kvist J, Karlberg C, Gerdle B, Gillquist J. Anterior tibial translation during different isokinetic quadriceps torque in anterior cruciate ligament deficient and nonimpaired individuals. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2001; 31(1):4–15.
130. Tsepis E, Vagenas G, Giakas G, Georgoulis A. Hamstring weakness as an indicator of poor knee function in ACL-deficient patients. *Knee Surgery, Sport Traumatology and Arthroscopy* 2004; 12(1):22–9.
131. Tsepis E, Vagenas G, Ristanis S, Georgoulis AD. Thigh muscle weakness in ACL-deficient knees persists without structured rehabilitation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2006; (450):211–8.
132. Eitzen I, Eitzen TJ, Holm I, Snyder-Mackler L, Risberg MA. Anterior Cruciate Ligament-Deficient Potential Copers and Noncopers Reveal Different Isokinetic Quadriceps Strength Profiles in the Early Stage after Injury. *American Journal of Sports Medicine* 2010; 38(3):586–93.
133. Gokeler A, Schmalz T, Knopf E, Freiwald J, Blumentritt S. The relationship between isokinetic quadriceps strength and laxity on gait analysis parameters in anterior cruciate

- ligament reconstructed knees. *Knee Surgery, Sport Traumatology and Arthroscopy* 2003; 11(6):372–8.
134. Gibson ASC, Lambert MI, Durandt JJ, Scales N, Noakes TD. Quadriceps and hamstrings peak torque ratio changes in persons with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2000; 30(7):418–27.
 135. Nyland J, Caborn DNM, Rothbauer J, Kocabey Y, Couch J. Two-year outcomes following ACL reconstruction with allograft tibialis anterior tendons: A retrospective study. *Knee Surgery, Sport Traumatology and Arthroscopy* 2003; 11(4):212–8.
 136. Wellsandt E, Failla MJ, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Does Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Improve Functional and Radiographic Outcomes Over Nonoperative Management 5 Years After Injury? *American Journal of Sports Medicine* 2018; 46(9):2103–2012.
 137. Cvjetkovic DD, Bijeljic S, Palija S, Talic G, Radulovic TN, Kosanovic MG, et al. Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After ACL Reconstruction. *Medical Archives* 2015; 69(1):21–3.
 138. Pelegrinelli ARM, Guenka LC, Dias JM, Dela Bela LF, Silva MF, Moura FA, et al. Isokinetic Muscle Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: a Case-Control Study. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2018; 13(5):882–9.
 139. Dauty M, Menu P, Fouasson-Chailloux A, Dubois C. Muscular isokinetic strength recovery after knee anterior cruciate ligament reconstruction revision: Preliminary study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2014; 57(1):55–65.
 140. Czamara A. Moments of muscular strength of knee joint extensors and flexors during physiotherapeutic procedures following anterior cruciate ligament reconstruction in males. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2008; 10(3):37–44.
 141. Czamara A, Królikowska A. Two-plane assessment of knee muscles isometric and isokinetic torques after anterior cruciate ligament reconstruction. *Medical Science Monitor* 2018; 24:4882–93.
 142. Thomas AC, Villwock M, Wojtys EM, Palmieri-Smith RM. Lower extremity muscle strength after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Journal of Athletic Training* 2013; 48(5):610–20.
 143. Nawasreh Z, Logerstedt D, Marmon A, Snyder-Mackler L. Clinical and Biomechanical Efficacies of Mechanical Perturbation Training After Anterior Cruciate Ligament Rupture. *Journal of Sports and Rehabilitation* 2018; 28(8).
 144. Nunes RFH, Dellagrana RA, Nakamura FY, Buzzachera CF, Almeida FAM, Flores LJF, et

- al. Isokinetic Assessment of Muscular Strength and Balance in Brazilian Elite Futsal Players. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2018; 13(1):94–103.
145. Ozcakar, L. Kunduracyoolu B. Comprehensive isokinetic knee measurements. *British Journal of Sports Medicine* 2003; 507–10.
146. Risberg MA, Steffen K, Nilstad A, Myklebust G, Kristianslund E, Moltubakk MM, et al. Normative quadriceps and hamstring muscle strength values for female, healthy, elite handball and football players. *The Journal of Strength and Conditioning Research* 2018; 32(8).
147. Zimny ML, Schutte M, Dabezies E. Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *The Anatomical Record* 1986; 214(2):204–9.
148. Gokeler A. Motor Control after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. PhD 2015; 6–11
149. Kim HJ, Lee JH, Lee DH. Proprioception in Patients with Anterior Cruciate Ligament Tears: A Meta-analysis Comparing Injured and Uninjured Limbs. *American Journal of Sports Medicine* 2017; 45(12):2916–22.
150. Godinho P, Nicoliche E, Cossich V, de Sousa EB, Velasques B, Salles JI. Proprioceptive deficit in patients with complete tearing of the anterior cruciate ligament. *Revista Brasileira de Ortopedia* 2014; 49(6):613–8.
151. Grevnerts HT, Fältström A, Sonesson S, Gauffin H, Carlford S, Kvist J. Activity demands and instability are the most important factors for recommending to treat ACL injuries with reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatology, Arthroscopy* 2018; 26(8):2401–9.
152. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular Consequences of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Clinics in Sports Medicine* 2008; 27(3):383–404.
153. Fridén T, Roberts D, Ageberg E, Waldén M, Zätterström R. Review of knee proprioception and the relation to extremity function after an anterior cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2001; 31(10):567–76.
154. Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE, Lephart SM, Engebretsen L, Ageberg E, et al. Proprioceptive deficits after ACL injury: Are they clinically relevant? *British Journal of Sports Medicine* 2012; 46(3):180–92.
155. Furlanetto TS, Peyré-Tartaruga LA, Do Pinho AS, Da Bernardes ES, Zaro MA. Proprioception, body balance and functionality in individuals with ACL reconstruction. *Acta Ortopedica Brasileira* 2016; 24(2):67–72.
156. Reider B, Arcand MA, Diehl LH, Mroczek K, Abulencia A, Stroud CC, et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy The*

Journal of Arthroscopic and Related Surgery 2003; 19(1):2–12.

157. Hogan M V., Kawakami Y, Murawski CD, Fu FH. Tissue engineering of ligaments for reconstructive surgery. *Arthroscopy The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2015; 31(5):971–9.
158. Glezos CM, Waller A, Bourke HE, Salmon LJ, Pinczewski LA. Disabling synovitis associated with lars artificial ligament use in anterior cruciate ligament reconstruction: A case report. *American Journal of Sports Medicine* 2012; 94(4):504-509
159. Guidoin MF, Marois Y, Bejui J, Poddevin N, King MW, Guidoin R. Analysis of retrieved polymer fiber based replacements for the ACL. *Biomaterials* 2000; 21(23):2461–74.
160. Machotka Z, Scarborough I, Duncan W, Kumar S, Perraton L. Anterior cruciate ligament repair with LARS (ligament advanced reinforcement system): A systematic review. *Sport Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation Therapy and Technology* 2010; 2(1):29.
161. Newman SDS, Atkinson HDE, Willis-Owen CA. Anterior cruciate ligament reconstruction with the ligament augmentation and reconstruction system: A systematic review. *International Orthopaedics* 2013; 37:321–326.
162. Tulloch SJ, Devitt BM, Norsworthy CJ, Mow C. Synovitis following anterior cruciate ligament reconstruction using the LARS device. *Knee Surgery, Sport Traumatology, Arthroscopy* 2018; 27(8):2592–8.

10. Spis tabel

Tabela 1. Porównanie grup pod względem wieku	64
Tabela 2. Czas od urazu do operacji	65
Tabela 3. Czas rehabilitacji pooperacyjnej.....	65
Tabela 4 Czas badania po operacji	66
Tabela 5. Wyniki oceny kwestionariuszy w grupie badanej	66
Tabela 6. Zakres ruchomości stawów kolanowych w grupie badanej	68
Tabela 7 Ilościowa ocena niestabilności w grupie badanej.....	69
Tabela 8. Funkcjonalny zakres ruchu (°) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA i Kruskala-Wallisa)	70
Tabela 9. Maksymalny moment siły (Nm) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA)	71
Tabela 10. Maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała (Nm/kg) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA)	72
Tabela 11. Średnia moc (W) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA).....	73
Tabela 12. Praca całkowita (J) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA).....	74
Tabela 13. Średnia najwyższych momentów siły (Nm) w ruchu wyprostu stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA) ...	75
Tabela 14. Maksymalny moment siły (Nm) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA).....	76
Tabela 15. Maksymalny moment siły odniesiony do wagi ciała (Nm/kg) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test ANOVA)	77
Tabela 16. Średnia moc (W) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA).....	78
Tabela 17. Praca całkowita (J) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA).....	79
Tabela 18. Średnia najwyższych momentów siły (Nm) w ruchu zgięcia stawu kolanowego – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa i test ANOVA).....	80
Tabela 19. Stosunek agonistów (zginaczy stawu kolanowego) do antagonistów (prostowników stawu kolanowego) (%) – porównanie pomiędzy grupami (test Kruskala Wallisa)	81

Tabela 20. Błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu kolanowego dla 30 stopni zgięcia w trzech próbach (I-III) (test Kruskala-Wallisa).....	82
Tabela 21 Błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu kolanowego dla 60 stopni zgięcia w trzech próbach (I-III) (test Kruskala Wallisa)	83
Tabela 22 Zależności pomiędzy wynikami kwestionariusza UCLA, a pozostałymi parametrami.....	84

11. Spis rycin

Ryc. 1 Anatomia stawu kolanowego, widok z przodu	13
Ryc. 2 Anatomia stawu kolanowego, widok z tyłu.....	14
Ryc. 3 Preparat anatomiczny obrazujący pozycję ACL w wyproście	18
Ryc. 4 Preparat anatomiczny obrazujący pozycję ACL.....	18
Ryc. 5 Przygotowanie przeszczepu ze ścięgna mięśnia ST	32
Ryc. 6 Plecionka LARS	34
Ryc. 7 Plecionka Neoligaments	34
Ryc. 8 Plecionka Neoligaments	34
Ryc. 9 Obraz histologiczny włókien plecionki LARS przerośniętych tkanką łączną.....	36
Ryc. 10 Obraz histologiczny włókien plecionki LARS przerośniętych tkanką łączną.....	36
Ryc. 11 Splot plecionki LARS I generacji	37
Ryc. 12 Splot plecionki LARS II generacji.....	37
Ryc. 13 Splot plecionki LARS III generacji	37
Ryc. 14 Plecionka LARS	39
Ryc. 15 Technika operacyjna. Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości udowej	45
Ryc. 16 Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości udowej przez port przednio- przyśrodkowy	45
Ryc. 17 Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości udowej – kontrola RTG-TV	46
Ryc. 18 Wsteczne wprowadzenie końca dystalnego drutu do jamy stawu	46
Ryc. 19 Wprowadzenie drutu kierunkowego do kości piszczelowej	47
Ryc. 20 Pozycja wyjścia drutu na podudziu	47
Ryc. 21 Pozycja drutu w stawie kolanowym- obraz endoskopowy i RTG-TV	48
Ryc. 22 Rozwiercanie kanałów kostnych- kość udowa	48
Ryc. 23 Rozwiercanie kanałów kostnych- kość piszczelowa	49
Ryc. 24 Wprowadzanie plecionki LARS i repozycja kikuta więzadła	49
Ryc. 25 Ocena izometrii wszczepu w wyproście	50
Ryc. 26 Ocena izometrii wszczepu w zgięciu.....	50
Ryc. 27 Obraz endoskopowy wszczepionej plecionki LARS.....	51
Ryc. 28 Obraz radiologiczny pozycji śrub interferencyjnych.....	51
Ryc. 29 Goniometr (źródło: materiał własny).....	56
Ryc. 30 Pozycja Rolimeter dla testu Lachmana.....	57
Ryc. 31 Pozycja Rolimeter dla testu szuflady przedniej	58

Ryc. 32 Technika pomiaru w teście szuflady przedniej	58
Ryc. 33 Pozycja badanego na dynamometrze Biodex System 4 Pro	59
Ryc. 34 Pozycja badanego na fotelu i mocowanie Propriometru.....	62
Ryc. 35 Rozkład płci pomiędzy grupami	64
Ryc. 36 Przyczyna urazu.....	65
Ryc. 37 Porównanie dolegliwości bólowych w grupie badanej przed i po operacji.....	66
Ryc. 38 Subiektywna ocena stabilności stawu kolanowego po leczeniu operacyjnym	67
Ryc. 39 Ocena stabilności stawów kolanowych w grupie badanej.....	68

12. Streszczenie

Rekonstrukcje więzadła krzyżowego przedniego (ACL) są jednymi z najczęściej wykonywanych zabiegów chirurgicznych na świecie. Pośród urazów stawu jednym z najczęstszych jest zerwanie więzadła krzyżowego przedniego. Szacuje się, że na świecie co roku nawet 2 miliony ludzi cierpi z powodu uszkodzeń ACL, zatem ryzyko występowania szacuje się na poziomie 1 na 3000 osób. Najbardziej narażonymi na obrażenia ACL są osoby aktywne, w młodym wieku, a co za tym idzie bardzo wymagające w kwestii zarówno efektów jak i czasu leczenia. Zaniechanie przeprowadzenia zabiegów rekonstrukcji chirurgicznej u osób po urazie ACL prowadzi do znacznych zmian degeneracyjnych, wtórnych uszkodzeń innych struktur jak łąkotki czy chrząstka stawowa ograniczając mobilność pacjentów, tym samym obniżając ich komfort życia. Obecnie powszechnie stosuje się techniki rekonstrukcji zerwanego ACL dzięki szybko rozwijającym się technikom artroskopowym. Taka technika zabiegu jest małoinwazyjna, bezpieczna, nie naraża okolicznych tkanek na uszkodzenia jatrogenne, usprawnia procesy gojenia i rehabilitacji, a także jest bardzo dostępna. Historycznie początkowo stosowano przeszczepy autogeniczne z powięzi szerokiej, ścięgna mięśnia prostego uda czy więzadła rzepki. Obecnie popularne jest użycie ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych. W latach 70-tych zaczęto popularyzować materiały egzogenne jako możliwe do wykorzystania jako wszczepy w zabiegach artroskopowych w obrębie kolana. Materiały syntetyczne nie są obecnie stosowane z wyboru jako przeszczep pierwotny, jednak stanowią alternatywę w szczególnych przypadkach.

Materiały syntetyczne stanowią także nadzieję w medycynie ze względu na łatwy dostęp, brak konieczności przygotowania i rehabilitacji miejsca biorczego, tym samym usprawnienie operacji, brak ryzyka przeniesienia zakażenia, większą wytrzymałość. Mimo że wiele prób wykorzystania wszczepów syntetycznych okazało się niezadowalających co doprowadziło do zahamowania rozwoju tych metod w latach 90-tych XX wieku, materiałem zyskującym coraz większą popularność, dzięki unowocześnieniu procesu produkcyjnego, są wszczepy z politereftalanu etylenu.

W pracy dokonano oceny metody rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego z użyciem wszczepu z materiału syntetycznego politereftalanu etylenu i jej wpływu na wynik kliniczny leczenia oraz pooperacyjną funkcję stawu kolanowego. Grupę badaną stanowiło 41 chorych w wieku od 27 do 60 lat, 10 kobiet i 31 mężczyzn. Grupę kontrolną stanowiło 47 chorych w wieku od 20 do 65 lat, 16 kobiet i 31 mężczyzn. Dokonano analizy skuteczności metody operacyjnej poprzez: ocenę operowanego stawu kolanowego na podstawie skal subiektywnych IKDC2000 i Lysholma, ocenę właściwości mechanicznych operowanego stawu kolanowego:

stabilności przednio-tylnej przy użyciu urządzenia Rolimeter® firmy Aircast i zakresu ruchomości przy użyciu goniometru, ocenę natężenia dolegliwości bólowych stawu kolanowego na podstawie skali NRS, ocenę izokinetyczną zginaczy i prostowników stawu kolanowego przy użyciu urządzenia Biodex®, ocenę propriocepcji operowanego stawu kolanowego przy użyciu Propriometru® oraz ocenę wpływu innych czynników takich jak wiek i płeć chorego, mechanizm urazu, okres rehabilitacji, obecna aktywność na funkcję stawu kolanowego .

W wyniku przeprowadzonych badań stwierdzono, że zastosowanie plecionki z politereftalanu etylenu jest skuteczną metodą rekonstrukcji uszkodzonego więzadła krzyżowego przedniego pozwalającą na uzyskanie przez pacjentów porównywalnej ze stroną przeciwną funkcji stawu kolanowego oraz dobrego efektu klinicznego. Rekonstrukcja ta pozwala, w ocenie subiektywnej chorego, w bardzo dobrym stopniu odtworzyć funkcję stawu, obniża natężenie pourazowych dolegliwości bólowych, pozwala odtworzyć stabilność przednio-tylną stawu kolanowego z zachowaniem jego ruchomości, stwarza szansę odtworzenia po urazie wybranych parametrów biomechanicznych mięśni kontrolujących staw kolanowy oraz pozwala odtworzyć czucie pozycji operowanego stawu kolanowego jako składowej propriocepcji.

Użycie wszczepu syntetycznego może być przyszłością operacji rekonstrukcyjnych ACL. Nie pobierając własnych tkanek z okolic już uszkodzonego kolana nie powodujemy dolegliwości bólowych miejsca operowanego. Zapewniamy szybką rehabilitację i nie powodujemy deficytu mięśni z których pobrano tkanki do rekonstrukcji, nie obserwujemy sztywności stawu w procesie usprawniania. Kikut więzadła zachowywany w metodzie z użyciem wszczepu z politereftalanu etylenu jest źródłem neuroreceptorów istotnym dla jego funkcji proprioceptywnej oraz fibroblastów, które osiadają na wszczepie jako swoistym rusztowaniu i powodują jego przerost przez tkankę łączną.

Abstract

Anterior cruciate ligament reconstruction (ACL) is claimed to be one of the most popular surgeries performed worldwide. Among all of the knee trauma, the most common injury operated is a tear of ACL. It is estimated that almost 2 million people suffer from ACL injury every year, which means that 1 per 3000 individuals is at risk annually. The most prone group of people to ACL injury are young individuals leading active lifestyle. In fact, this group of patients is the most demanding, considering not only the effects of the surgery, but also the predictors of the average recovery time. What is more, the neglect of the ACL reconstruction leads to numerous degenerative changes within the joint, such as the secondary meniscal tears, or the cartilage damage of the joint which unables the normal movement, and definitely affects the comfort of patient's life. At present, in order to reconstruct ACL successfully the endoscopic method is applied. Due to its rapid and successful development, the endoscopic technique is getting more and more popular. This method of surgery is not very invasive, it is claimed to be safe, and preserves peripheral layers of tissues from iatrogenic wounds. Moreover, the endoscopic method enables the effective process of recovery and rehabilitation. Taking into account the historical background, at the beginning the ACL reconstruction was possible thanks to the autogenic transplantation from the wide thigh fascia, the rectus femoris tendon, or the patellar ligament. Nowadays, the ligaments transplanted from the hamstrings muscles are used in order to perform the operation. In the 70's the use of the exogenous materials became more and more common as being useful for arthroscopic method within the knee area. At present, the synthetic materials are not chosen by specialists as the best material for the primary transplant, but they can be used in the case of revision surgeries. However, synthetic materials are still popular due to their easy access on the market. Moreover, synthetic materials do not require additional surgery intervention, they do not have to be regained from the human body and prepared for transplantation, thus the donor's site management is omitted. Many attempts with the use of the synthetic transplant material failed, which unabled the successful development of this method in the 90's of the XX century. The transplant material which is gaining on popularity, due to its improved production process, is claimed to be polyethylene terephthalate.

The aim of this dissertation was not only to assess the method of anterior cruciate ligament reconstruction with the use of synthetic transplant material, polyethylene terephthalate, but also to check the influence on the clinical result and the recovery function of the knee join after the operation. The test group consisted of 41 patients aged between 27 up to 60 year old, 10 women and 31 men. The control group consisted of 47 patients aged between 20 up to 65 years old, 16 women and 31 men. The analysis of effectiveness of the surgery method was based on: the assessment of the operated knee joint on the basis of the subjective IKDC2000 and Lysholm scale,

the assessment of the mechanical properties of the operated knee joint, the range of movement, its front to back stability with the use of Rolimeter® tool by Aircast, the assessment of the pain scale of the knee joint on the basis on NRS scale, the isokinetic assessment of flexor and erector muscle with the use of Biodex®, the assessment of the sensation of the position of the knee joint as the proprioceptional component of the operated knee joint with the use of Propriometr® and the estimation of the influence of additional factors, such as the patient's age and sex, type of injury, reablement period, actual activity on the function of the knee joint.

The conclusions that were be derived from the survey are as following. The synthetic implant made of polyethylene terephthalate is claimed to be the effective and reliable reconstructive method of the ruptured ACL, and enables patients to regain their mobility of the knee joint which, in fact, does not differ from the opposite knee joint, and obtains the good clinical effect. According to the patients, the reconstruction enables them full recovery, considering the joint function, and diminishes the feeling of discomfort and pain within the area of the knee joint. The use of polyethylene terephthalate plate enables the proper front to back stability of the knee joint with its proper mobility, it makes possible to regain and sustain the choosen biomechanic parameters of the muscles controlling the knee joint after the injury, and enables the feeling of the position of the operated knee joint as a component of proprioception.

The application of the synthetics transplant material can be the future of the ACL reconstruction. Avoiding transplanting the tissues from the area of the injured knee makes less damage and pain within the operated area. Moreover, due to the application of the synthetic transplant material quick, successful and safe reablement is possible. There is no loss in the muscle mass, as no transplant material was taken, and there is no stiffness noticed within the knee joint while the recovery process – it is vital, knowing how important the proprioception is. In fact, the stump of the ACL left on the polyethylene terephthalate is the best source for the neuroreceptors and the fibroblasts which attach to the transplant material as if they were attached to the scaffolding.

13. Załączniki

Załącznik 1 Protokół badania podmiotowego i przedmiotowego

Data badania		
Inicjały/ wiek /płeć/ data operacji		
Mechanizm urazu		
Okres od urazu do zabiegu Powikłania po operacji		
Urazy wtórne		
Okres rehabilitacji		
Ból NSR- przed operacją, obecnie		
Niestabilność subiektywna		
Strona/ROM		
Lachman		
Szuflada przednia		
Pivot shift		
Rolimeter 30st/90st		
UCLA		
IKDC 2000		
Lysholm		

Załącznik 2 Kwestionariusz IKDC 2000

Objawy

Proszę ocenić najwyższy poziom aktywności, na jakim Pana/i zdaniem mógłby/mogłaby Pan/i funkcjonować bez większych objawów, nawet jeżeli w rzeczywistości nie wykonuje Pan/i czynności na tym poziomie.

1) Jaki jest najwyższy poziom aktywności, na jakim może Pan/i funkcjonować bez większego bólu w kolanie?

- ☐ Bardzo wyęczone czynności, takie jak skoki, zginanie i skręty nogi w kolanie, np. w koszykówce czy piłce nożnej
- ☐ Wyęczone czynności, np. ciężka praca fizyczna, narty lub tenis
- ☐ Umiarkowane czynności, np. umiarkowana praca fizyczna, bieganie lub jogging
- ☐ Lekkie czynności, np. spacer, prace domowe czy w ogrodzie
- ☐ Nie jestem w stanie wykonywać żadnych takich czynności z powodu bólu w kolanie

2) W ciągu ostatnich 4 tygodni, albo od czasu urazu, jak często odczuwał/a Pan/i ból?

Nigdy

Ciągle

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

3) Jeżeli odczuwa Pan/i ból, to na ile silny?

Brak bólu

Najsilniejszy
wyobrażalny ból

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

4) W ciągu ostatnich 4 tygodni, albo od czasu urazu, na ile sztywne lub opuchnięte było Pana/i kolano?

- ☐ Wcale
- ☐ Lekko
- ☐ Umiarkowanie
- ☐ Bardzo
- ☐ Ogromnie

5) Jaki jest najwyższy poziom aktywności, na jakim może Pan/i funkcjonować bez większego spuchnięcia kolana?

- ☐ Bardzo wytężone czynności, takie jak skoki, zginanie i skręty nogi w kolanie, np. w koszykówce czy piłce nożnej
- ☐ Wytężone czynności, np. ciężka praca fizyczna, narty lub tenis
- ☐ Umiarkowane czynności, np. umiarkowana praca fizyczna, bieganie lub jogging
- ☐ Lekkie czynności, np. spacer, prace domowe czy w ogródku
- ☐ Nie jestem w stanie wykonywać żadnych takich czynności z powodu bólu w kolanie

6) W ciągu ostatnich 4 tygodni, albo od czasu urazu, czy Pana/i kolano zacinało się lub blokowało?

- ☐
- ☐ Tak
- ☐ Nie

7) Jaki jest najwyższy poziom aktywności, na jakim może Pan/i funkcjonować bez znaczącego uciskania kolana?

- ☐ Bardzo wytężone czynności, takie jak skoki, zginanie i skręty nogi w kolanie, np. w koszykówce czy piłce nożnej
- ☐ Wytężone czynności, np. ciężka praca fizyczna, narty lub tenis
- ☐ Umiarkowane czynności, np. umiarkowana praca fizyczna, bieganie lub jogging
- ☐ Lekkie czynności, np. spacer, prace domowe czy w ogródku
- ☐ Nie jestem w stanie wykonywać żadnych takich czynności z powodu bólu w kolanie

Aktywność sportowa

8) Jaki jest najwyższy poziom aktywności, w których może Pan/i uczestniczyć regularnie?

- ☐ Bardzo wytężone czynności, takie jak skoki, zginanie i skręty nogi w kolanie, np. w koszykówce czy piłce nożnej
- ☐ Wytężone czynności, np. ciężka praca fizyczna, narty lub tenis
- ☐ Umiarkowane czynności, np. umiarkowana praca fizyczna, bieganie lub jogging
- ☐ Lekkie czynności, np. spacer, prace domowe czy w ogródku
- ☐ Nie jestem w stanie wykonywać żadnych takich czynności z powodu bólu w kolanie

1) W jaki sposób stan Pana/i kolana wpływa na Pana/i zdolność wykonywania następujących czynności:

	W ogóle nie utrudnia	Minimalnie utrudnia	Umiarkowa- nie utrudnia	Bardzo utrudnia	Uniemozli- wia
Wchodzenie po schodach	☐	☐	☐	☐	☐
Schodzenie po schodach	☐	☐	☐	☐	☐
Kłęknięcie na przedniej części kolana	☐	☐	☐	☐	☐
Kucanie	☐	☐	☐	☐	☐
Siedzenie ze zgiętymi kolanami	☐	☐	☐	☐	☐
Wstawanie z krzesła	☐	☐	☐	☐	☐
Bieg w linii prostej	☐	☐	☐	☐	☐
Skok i lądowanie na chorej nodze	☐	☐	☐	☐	☐
Szybkie zatrzymywanie się i ruszanie	☐	☐	☐	☐	☐

Funkcjonowanie

2) Jak ocenia Pan/i funkcjonowanie swego kolana w skali od 0 do 10, gdzie 10 oznacza stan w normie, znakomite funkcjonowanie, a 0 oznacza całkowitą niezdolność wykonywania żadnych zwyczajnych codziennych czynności, w tym uprawiania sportów?

FUNKCJONOWANIE PRZED URAZEM KOLANA:

Niezdolność do
wykonywania
codziennych
czynności

Żadnych
ograniczeń codziennych
czynności

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

OBECNE FUNKCJONOWANIE KOLANA:

Niezdolność do
wykonywania
codziennych
czynności

Żadnych
ograniczeń
codziennych
czynności

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Załącznik 3 Kwestionariusz Lysholm

Instrukcja: Należy oznaczyć odpowiednie okienko w każdej kategorii, wskazując aktualny stan kolana. Prosimy wybrać JEDNĄ najbardziej trafną odpowiedź w każdej z kategorii.

1 Utykanie

- ☐ Brak
- ☐ Nieznaczne lub okresowe
- ☐ Poważne i stałe

2 Podparcie

- ☐ Brak
- ☐ Laska lub kule
- ☐ Brak możliwości dźwigania ciężarów

3 Uczucie blokady

- ☐ Brak uczucia blokowania lub sztywności
- ☐ Uczucie sztywności bez blokowania
- ☐ Sporadyczne uczucie blokady
- ☐ Częste uczucie blokady
- ☐ Blok stawu kolanowego przy badaniu

4 Niestabilność

- ☐ Nigdy nie ustępuje
- ☐ Rzadko podczas gimnastyki lub innych rodzajów znacznego wysiłku
- ☐ Często podczas gimnastyki lub innych rodzajów znacznego wysiłku
(lub brak możliwości udziału w takich czynnościach)
- ☐ Sporadycznie podczas wykonywania codziennych czynności
- ☐ Często podczas wykonywania codziennych czynności
- ☐ Przy każdym kroku

5 Ból

- ☐ Brak
- ☐ Niestąły i niewielki podczas znacznego wysiłku
- ☐ Silny podczas znacznego wysiłku
- ☐ Silny podczas lub po przejściu ponad 2 kilometrów
- ☐ Silny podczas lub po przejściu mniej niż 2 kilometrów

Stały

6 Obrzęk

- ☐ Brak
- ☐ Przy znacznym wysiłku
- ☐ Przy wysiłku o umiarkowanym nasileniu
- ☐ Stały

7 Przykucanie

- ☐ Bez problemów
- ☐ Z nieznacznymi problemami
- ☐ Tylko poniżej 900
- ☐ Niemożliwe do wykonania

8 Wchodzenie po schodach

- ☐ Bez problemów
- ☐ Z nieznacznymi problemami
- ☐ Po jednym kroku

Niemożliwe do wykonania

Wybierz pozycję najlepiej opisującą Twoją aktywność:

- ☐ 1. Zupełnie nieaktywny, zależny od innych. nie opuszczam domu
- ☐ 2. Większość czasu nieaktywny, ograniczenie do minimum aktywności życiowych
- ☐ 3. Czasem aktywny w czynnościach takich jak spacer, ograniczone prace domowe i zakupy
- ☐ 4. Regularnie aktywny w czynnościach takich jak spacer, prace domowe i zakupy
- ☐ 5. Czasem aktywny w umiarkowanych czynnościach jak pływanie lub aktywny w sposób nieograniczony w pracach domowych i zakupach
- ☐ 6. Regularnie aktywny w umiarkowanych czynnościach jak pływanie lub aktywny w sposób nieograniczony w pracach domowych i zakupach
- ☐ 7. Regularnie aktywny w czynnościach takich jak jazda na rowerze
- ☐ 8. Regularnie aktywny w czynnościach takich jak gra w kręgle, golfa, bilard
- ☐ 9. Czasem aktywny w sportach wysiłkowych takich jak bieganie, tenis, narty, taniec, siłownia
- ☐ 10. Regularnie aktywny w sportach wysiłkowych