



**Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego
w Warszawie**

mgr Magdalena Stawińska

**Dojrzałość strukturalna więzadła krzyżowego przedniego
w kontekście funkcjonalnej odbudowy sprawności po zabiegu
anatomicznej rekonstrukcji**

**Promotor rozprawy doktorskiej
dr hab. Ida Wiszomirska, prof. AWF**

**Promotor pomocniczy rozprawy doktorskiej
dr n. med. Robert Śmigielski**

Rozprawa doktorska
w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki o kulturze fizycznej

Warszawa, grudzień 2025

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania

Pani Prof. dr hab. Idzie Wiszomirskiej
za zaangażowanie, zaufanie i wyrozumiałość okazaną mi w trakcie
realizacji rozprawy doktorskiej
mojemu Przyjacielowi i Mentorowi Marcinowi Plenzlerowi
za ogromne wsparcie,
wielogodzinne dyskusje i motywację
w krytycznych etapach realizacji tej pracy oraz
dr n. med. Robertowi Śmigielskiemu
za wkład merytoryczny, cenne uwagi
i powierzoną opiekę nad swoimi pacjentami

Pracę dedykuję moim wspaniałym Rodzicom i Mężowi

OŚWIADCZENIA

Załącznik nr 1 do zał. I do Uchwały 29/2020/2021
do Wytocznych Rady Nauk o Kulturze Fizycznej AWF Warszawa
dotyczących przygotowania rozprawy doktorskiej

Oświadczenie autora rozprawy doktorskiej


1. Świadom/a odpowiedzialności prawnej oświadczam, że niniejsza praca doktorska na temat:
„Dojrzałość strukturalna więzadła krzyżowego przedniego w kontekście funkcjonalnej odbudowy sprawności po zabiegu anatomicznej rekonstrukcji”
została napisana przeze mnie samodzielnie i nie zawiera treści uzyskanych w sposób niezgodny z obowiązującymi przepisami.
2. Oświadczam, że praca doktorska nie narusza praw autorskich na podstawie ustawy z dnia 4 lutego 1994 roku o prawie autorskim i prawach pokrewnych (Dz. U. 2019 poz. 1231 z późn. zm.) oraz dóbr osobistych chronionych prawem cywilnym.
3. Oświadczam ponadto, że treść pracy przekazanej na zewnętrznym nośniku elektronicznym jest identyczna z wersją przyjętą przez promotora i dostarczoną w formie papierowej.
4. Oświadczam również, że przedstawiona praca nie była wcześniej przedmiotem procedur związanych z uzyskaniem stopnia doktora.

Pouczenie:

Zgodnie z art. 193 ust. 5 ustawy z dnia 18 lipca 2018 roku – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. 1668 z późn. zm.) w przypadku niedopuszczenia do obrony rozprawy doktorskiej albo wydania decyzji o odmowie nadania stopnia doktora, ta sama rozprawa nie może być podstawą do ponownego ubiegania się o nadanie stopnia doktora.

2.07.2025


Data


U

podpis autora pracy

2.07.2025

Data


podpis promotora pracy przyjmującego oświadczenie

SPIS TREŚCI

OŚWIADCZENIA	1
WYKAZ SKRÓTÓW.....	3
STRESZCZENIE	4
1. WSTĘP	8
2. CEL PRACY I HIPOTEZY	13
3. MATERIAŁ I METODY	14
3.1 MATERIAŁ	14
3.1.1 Określenie wartości sygnału więzadła natywnego	14
3.1.2 Określenie wartości sygnału więzadła zrekonstruowanego oraz ocena funkcjonalna	15
3.2 METODY	16
3.2.1 Pomiary Intensywności Sygnału więzadła natywnego	16
3.2.2 Pomiary Intensywności Sygnału więzadła zrekonstruowanego	17
3.2.3 Pomiar stosunku kości udowej do piszczelowej (Femur/Tibia ratio- FT)	18
3.2.4 Ocena funkcjonalna pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego	24
4. WYNIKI	29
4.1 INTENSYWNOŚĆ SYGNAŁU WIĘZADŁA NATYWNEGO	29
4.2 INTENSYWNOŚĆ SYGNAŁU PRZESZCZEPU WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO	30
4.3 OCENA FUNKCJONALNA PACJENTÓW 12 MIESIĘCY PO REKONSTRUKCJI WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO	34
5. DYSKUSJA	43
6. WNIOSKI	58
REKOMENDACJE	59
BIBLIOGRAFIA	60
ZAŁĄCZNIKI.....	68

WYKAZ SKRÓTÓW

- WKP – więzadło krzyżowe przednie (ang. *ACL – anterior cruciate ligament*)
- HT – przeszczep ze ścięgna mięśnia półścięgnistego i smukłego (ang. *hamstring tendon graft*)
- BPTB – więzadło rzepki z bloczkiem kostnym (ang. *bone-patellar tendon-bone*)
- QT – ścięgno mięśnia czworogłowego uda (ang. *quadriceps tendon*)
- MRI – rezonans magnetyczny (ang. *magnetic resonance imaging*)
- SI – sygnał intensywności (ang. *signal intensity*)
- PCL – więzadło krzyżowe tylne (ang. *posterior cruciate ligament*)
- PDWI – (ang. *proton density-weighted imaging*)
- ROI – obszar zainteresowania (ang. *region of interest*)
- ACLn – natywne (nieuszkodzone) więzadło krzyżowe przednie (ang. *native anterior cruciate ligament*)
- PCLn – natywne więzadło krzyżowe tylne (ang. *native posterior cruciate ligament*)
- APR / APRn – stosunek przedniego do tylnego więzadła krzyżowego (natywnego) (ang. *anterior/posterior (native) ratio*)
- ACLR – rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego (ang. *anterior cruciate ligament reconstruction*)
- M-ARS – technika operacyjna (ang. *Medacta anatomic ribbon surgery*)
- FT – kość udowa / kość piszczelowa (stosunek ułożenia) (ang. *femur/tibia*)
- SNQ – wskaźnik sygnału do szumu (ang. *signal-to-noise quotient*)
- TDWB – obciążanie dotykowe (ang. *touch-down weight-bearing*)
- PWB – częściowe obciążanie (ang. *partial weight-bearing*)
- IKDC – Międzynarodowy Komitet Dokumentacji Kolana, formularz subiektywnej oceny kolana (ang. *International knee documentation committee*)
- COP – środek parcia (nacisku) stóp (ang. *center of pressure*)
- LSI – wskaźnik symetrii kończyn (ang. *limb symmetry index*)
- RTS – powrót do uprawiania sportu (ang. *return to sport*)
- ATT – przednia translacja kości piszczelowej (ang. *anterior tibial translation*)
- CKC – ćwiczenia w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (ang. *closed kinetic chain*)

STRESZCZENIE

Dojrzałość strukturalna więzadła krzyżowego przedniego w kontekście funkcjonalnej odbudowy sprawności po zabiegu anatomicznej rekonstrukcji

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego (ACL) to jedno z najczęściej wykonywanych procedur ortopedycznych u osób aktywnych fizycznie, szczególnie sportowców. Pomimo postępów w medycynie ortopedycznej, wskaźniki ponownych zerwań więzadła oraz niski poziom powrotu do sportu (od 50% do 60%) są niepokojące. Istnieje potrzeba lepszego zrozumienia wpływu biologicznych procesów gojenia przeszczepów ACL na powrót do aktywności sportowej oraz gotowości pacjentów. Mimo szerokiego zastosowania technik chirurgicznych i coraz bardziej zaawansowanych metod rehabilitacji, proces biologicznego dojrzewania przeszczepu ACL pozostaje złożony i nie do końca poznany. Z tego względu celem niniejszego badania była ocena przebudowy strukturalnej przeszczepu więzadła krzyżowego przedniego w kolejnych miesiącach po rekonstrukcji oraz jej korelacja z parametrami funkcjonalnymi i subiektywną oceną pacjentów. Główna hipoteza zakładała, że intensywność sygnału przeszczepionego więzadła ulega nieliniowym zmianom w czasie i różni się pomiędzy jego segmentami – częścią proksymalną, środkową i dystalną. Ponadto przyjęto, że pełna przebudowa przeszczepu wymaga ponad roku, a ocena funkcjonalna pacjenta nie zawsze odzwierciedla rzeczywisty stan dojrzewania więzadła.

Badaniem objęto grupę 75 pacjentów po rekonstrukcji ACL, u których oceniono metodą rezonansu magnetycznego intensywność sygnału w trzech regionach graftu ACL – proksymalnym (prx), środkowym (mid) i dystalnym (dsl) oraz obliczono wartość współczynnika APR (ACL/PCL Ratio). Badanie przeprowadzono w odstępach czasowych: 3, 6, 9, 12, 18 oraz 24 miesiące po operacji. Dla porównania analizowano także intensywność sygnału natywnego więzadła ACL u osób z nieuszkodzonym więzadłem (n=86). Ponadto, 12 miesięcy po operacji przeprowadzono kompleksową ocenę funkcjonalną 37 pacjentów, u których wcześniej wykonano cykl rezonansów magnetycznych. Ocena ta obejmowała: subiektywną ocenę stawu kolanowego (IKDC, Lysholm-Tegner), testy siły mięśniowej kończyny dolnej, testy stabilności stawu kolanowego (rolimetr), analizę kontroli posturalnej oraz testy skocznościowe.

W odniesieniu do przeszczepu ACL, analiza wykazała, że jego sygnał MRI zmieniał się w czasie i pomiędzy segmentami. Największa intensywność sygnału – świadcząca o najbardziej aktywnej fazie przebudowy – występowała w 6 miesiącu po operacji, po czym sygnał ulegał stopniowemu obniżeniu. Najwyższe wartości sygnału w każdym punkcie

czasowym zaobserwowano w części dystalnej graftu. Po 12 miesiącach od rekonstrukcji intensywność sygnału przeszczepu nadal nie osiągnęła poziomu natywnego ACL. Pomiary wykazały średni deficyt siły mięśni prostowników na poziomie 17%, natomiast nie zaobserwowano istotnych różnic w maksymalnej sile mięśni zginających podudzie. Wskaźnik H:Q (stosunek maksymalnej siły mięśni zginających do prostujących) w kończynie operowanej wynosił 0,42. Po 12 miesiącach różnice stabilności w kończynie operowanej i nieoperowanej były statystycznie nieistotne. Nie stwierdzono istotnych korelacji pomiędzy wartościami APR a parametrami funkcjonalnymi. Również w testach posturalnych i skocznościowych nie uzyskano silnych powiązań z przebudową strukturalną więzadła. Subiektywna ocena stanu stawu kolanowego (IKDC) wykazała jedynie słabą korelację z wynikami funkcjonalnymi i brak związku z parametrami strukturalnymi ocenianymi w MRI.

Uzyskane wyniki potwierdzają, że proces przebudowy przeszczepu ACL jest długotrwały i przebiega w sposób nieliniowy. Najbardziej intensywny okres remodelingu przypada pomiędzy 3. a 6. miesiącem po operacji, co wskazuje na okres szczególnej wrażliwości przeszczepu i podwyższone ryzyko ponownego uszkodzenia. Z kolei po upływie 24 miesięcy intensywność sygnału przeszczepu staje się porównywalna do więzadła natywnego, co może świadczyć o zakończeniu procesu dojrzwania. Szczególną uwagę zwraca fakt, że część dystalna więzadła przebudowuje się najwolniej, wpływając na ogólną wytrzymałość przeszczepu. Obecność deficytów zarówno strukturalnych jak i funkcjonalnych 12 miesięcy od zabiegu, w okresie kiedy zawodnicy najczęściej wracają do sportu, stwarza ryzyko ponownego urazu i podważa bezpieczeństwo tego procesu. Brak korelacji między funkcją kliniczną, a stopniem przebudowy strukturalnej może prowadzić do fałszywego poczucia gotowości gry na wysokim poziomie. Funkcjonalna sprawność pacjenta nie oznacza bowiem zakończenia biologicznego procesu dojrzwania przeszczepu, co może ukrywać realne ryzyko ponownego urazu. W świetle uzyskanych danych, należy rozważyć włączenie oceny przebudowy więzadła w rezonansie magnetycznym w część protokołu decyzyjnego dotyczącego powrotu pacjenta do aktywności sportowej, zwłaszcza tej o wysokich wymaganiach funkcjonalnych. Takie podejście może istotnie zwiększyć bezpieczeństwo powrotu do sportu i ograniczyć częstotliwość wtórnych zerwań przeszczepu.

Słowa kluczowe: rekonstrukcja ACL, intensywność sygnału (SI), przebudowa przeszczepu, rezonans magnetyczny, testy funkcjonalne, siła mięśniowa, stabilność stawu kolanowego

ABSTRACT

Structural Maturation of the Anterior Cruciate Ligament Graft in Relation to Functional Recovery After Anatomical Reconstruction

Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction is one of the most commonly performed orthopedic procedures in physically active individuals, particularly athletes. Despite advances in orthopedic medicine, the high rate of graft re-ruptures and low return-to-sport rates (ranging from 50% to 60%) remain concerning. There is a need for a better understanding of the biological healing process of ACL grafts and how it impacts readiness and safe return to sports. Although surgical techniques and rehabilitation protocols have become increasingly sophisticated, the biological maturation of the ACL graft remains complex and incompletely understood. Therefore, the aim of this study was to evaluate the structural remodeling of the ACL graft at sequential time points following reconstruction and assess its correlation with functional performance and patients' subjective outcomes. The main hypothesis assumed that the signal intensity of the ACL graft changes non-linearly over time and differs between its proximal, mid, and distal regions. Furthermore, it was hypothesized that full graft remodeling takes more than a year and that functional assessment alone may not accurately reflect the true biological maturation of the ligament.

The study included 75 patients after ACL reconstruction, in whom magnetic resonance imaging (MRI) was used to assess signal intensity in three regions of the graft—proximal (prx), mid (mid), and distal (dsl)—and to calculate the ACL/PCL signal intensity ratio (APR). MRI was performed at 3, 6, 9, 12, 18, and 24 months postoperatively. For comparison, the signal intensity of the native ACL was analyzed in a reference group of healthy individuals (n=86). Additionally, 12 months after surgery, 37 patients (who had undergone serial MRI scans) underwent a comprehensive functional assessment. This included subjective evaluation using the IKDC and Lysholm-Tegner scales, isokinetic testing of lower limb muscle strength, knee joint stability testing using a rolimeter, postural control analysis, and functional hop testing.

MRI analysis showed that the graft signal varied over time and across different graft segments. The highest signal intensity—indicating the peak of the remodeling process—was observed at 6 months postoperatively, followed by a gradual decline. At all time points, the highest signal intensity was noted in the distal part of the graft. At 12 months, the graft signal intensity had not yet reached the levels observed in the native ACL. The measurements showed a 17% deficit in the strength of the extensor muscles, while no

significant differences were observed in the torque of the flexor muscles of the lower leg. The H:Q ratio (the ratio of the torque of the flexor muscles to the extensor muscles) in the operated limb was 0,42. After 12 months, the differences in stability between the operated and non-operated limb were statistically insignificant. No significant correlations were found between APR values and functional outcomes. Similarly, neither postural control nor hop tests showed strong associations with structural remodeling of the graft. Subjective knee evaluations (IKDC) revealed only weak correlations with functional performance and no relationship with MRI-derived structural parameters.

The results confirm that ACL graft remodeling is a prolonged, non-linear process. The most active phase of remodeling occurs between the 3rd and 6th postoperative months, marking a period of heightened vulnerability to reinjury. After 24 months, graft signal intensity approximates that of the native ACL, suggesting biological maturation completion. Importantly, the distal portion of the graft remodels the slowest, which may compromise the overall mechanical strength of the ligament. The presence of both structural and functional deficits at 12 months post-surgery—when many athletes typically resume sports—raises concerns about reinjury risk and questions the safety of early return to play. The lack of correlation between clinical function and structural remodeling may result in a false sense of readiness, as functional recovery does not necessarily equate to full biological healing. Based on these findings, MRI-based assessment of graft remodeling should be incorporated into decision-making protocols for return to high-demand sports activity. Such an approach may significantly enhance RTS safety and reduce the incidence of graft re-ruptures.

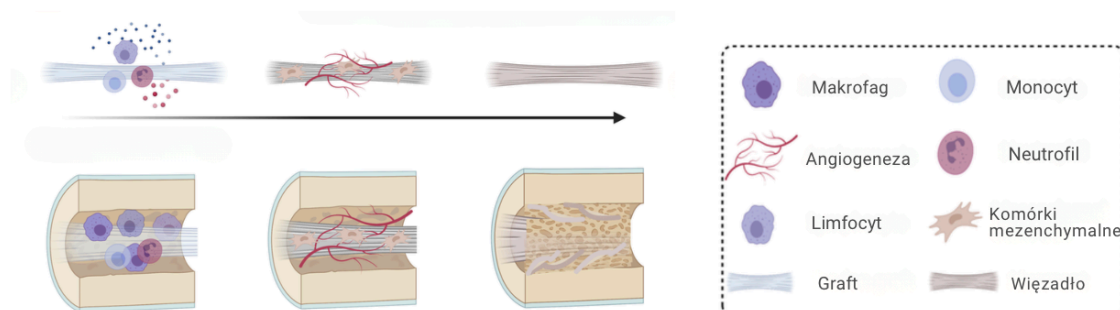
Keywords: ACL reconstruction, signal intensity (SI), graft remodeling, magnetic resonance imaging, functional tests, muscle strength, knee joint stability.

1. WSTĘP

Więzadło krzyżowe przednie (WKP ang. *ACL*) jest jedną z najczęściej uszkodzanych struktur stawu kolanowego, szczególnie wśród sportowców. W Stanach Zjednoczonych liczba przypadków rocznie wynosi około 120 000, a szacuje się, że roczna częstość zerwania ACL oscyluje od 68,6 do 81 przypadków na 100 000 osób (Kaeding i wsp., 2017; Ruiters, 2016). Ryzyko zerwania więzadła znacząco wzrasta w przypadku aktywności sportowych wymagających gwałtownych zmian kierunku, skoków czy nagłych zatrzymań, takich jak piłka nożna, koszykówka oraz narciarstwo (Sanders i wsp., 2016; Gwiazdoń i wsp., 2019). Kobiety są szczególnie narażone na uszkodzenia ACL z powodu różnic anatomicznych, hormonalnych oraz biomechanicznych (Casado i wsp., 2019). Jednym z najpoważniejszych, a niestety zbyt częstych powikłań powrotu do aktywności jest drugi uraz ACL. Przegląd systematyczny badań prospektywnych z minimum 5-letnią obserwacją wykazał, że średni odsetek niepowodzeń autograftu i zerwań przeciwległego ACL wynosił odpowiednio 5,8% i 11,8% (Randsborg i wsp., 2022). Wg innych autorów odsetek wtórnych urazów wynosić może nawet 23–27% (Pullen i wsp. 2016; Beischer i wsp., 2020). Na ryzyko drugiego urazu ACL wpływają m.in. pozycja przeszczepu, jego rodzaj, płeć, wiek, czas od operacji, gojenie, poziom aktywności oraz nieprawidłowe adaptacje neuromięśniowe i biomechaniczne (Pullen i wsp., 2016). Wzrost ryzyka jest widoczny natychmiast po powrocie do sportu. Dowody wskazują jednoznacznie, że ryzyko powtórnego urazu ACL jest największe w ciągu pierwszych dwóch lat po rekonstrukcji u młodych sportowców powracających do sportu na wysokim poziomie. Sportowiec, który wraca do gry już w pierwszym roku po rekonstrukcji ACL, jest aż 15 razy bardziej narażony na drugi uraz ACL niż osoba zdrowa bez historii urazu kolana. Podwyższone ryzyko utrzymuje się przez dwa lata po powrocie do aktywności — sportowiec jest wtedy około 6 razy bardziej narażony na uraz, niż osoba bez uszkodzenia stawu kolanowego (Beischer i wsp., 2020)

Uraz ACL prowadzi do niestabilności stawu kolanowego, ograniczenia funkcji oraz zwiększonego ryzyka wtórnych uszkodzeń, takich jak uszkodzenia łąkotek czy rozwój choroby zwyrodnieniowej stawów (Filbay i wsp., 2016). Złotym standardem postępowania w przypadku zerwania ACL, zwłaszcza wśród osób aktywnych fizycznie, jest rekonstrukcja więzadła. Rekonstrukcja najczęściej wykonywana jest techniką artroskopową z wykorzystaniem przeszczepów autogenicznych, takich jak ścięgno mięśnia półścięgnistego i smukłego (HT), więzadło rzepki z bloczkiem kostnym (BPTB) lub ścięgno mięśnia czworogłowego uda (QT). Alternatywnie stosuje się również przeszczepy allogeniczne,

obejmujące m.in. BPTB, ścięgno Achillesa oraz ścięgna mięśni: piszczelowego przedniego czy tylnego. Metody fiksacji przeszczepu różnią się w zależności od rodzaju zastosowanego implantu, który może mieć różne kształty, rozmiary, materiał i właściwości biomechaniczne (Grassi i wsp., 2016). Techniki rekonstrukcji ACL ewoluowały na przestrzeni lat, co wynika z coraz lepszego zrozumienia biomechaniki oraz anatomii więzadła. Celem takiej operacji jest przywrócenie stabilności stawu kolanowego oraz umożliwienie powrotu do wcześniejszego poziomu aktywności sportowej. Mimo postępu w chirurgii rekonstrukcyjnej czy w programach prewencyjnych, wskaźnik ponownych zerwań ACL pozostaje wciąż niezadawalająco wysoki (Paterno i wsp., 2012). Gojenie więzadła krzyżowego przedniego (ACL) po rekonstrukcji jest złożonym procesem, który przebiega przez kilka kluczowych etapów. W pierwszych tygodniach po rekonstrukcji (ok. 6 tyg. po) następuje faza martwicy, w której dochodzi do śmierci komórek w obrębie przeszczepionej tkanki na skutek przerwania dotychczasowego unaczynienia. Reakcja zapalna uruchamia proces rewaskularyzacji, mający na celu odtworzenie naczyń krwionośnych, co pozwala dostarczyć składniki odżywcze kluczowe dla regeneracji. W fazie proliferacji fibroblasty są aktywowane do produkcji nowych komórek, syntetyzując kolagen, przede wszystkim typu III, który jest słabo zorganizowany i mniej wytrzymały. Intensywny proces ten trwa kilka miesięcy, wg różnych źródeł 6-9 miesięcy. Z czasem nowa tkanka przechodzi dalszy proces ligamentyzacji, w którym kolagen typu III zostaje zastępowany kolagenem typu I, co w efekcie zwiększa wytrzymałość więzadła. Ostatecznie proces remodelowania tkanki może trwać od kilku miesięcy do dwóch lat, prowadząc do poprawy struktury i biomechanicznych właściwości więzadła oraz przywrócenia jego funkcji i stabilności stawu (Groningen i wsp., 2020).



Ryc.1. Schematyczny rysunek obrazujący przebieg biologicznej przebudowy graftu (Na podstawie Yao i wsp., 2021).

Wczesne uszkodzenia przeszczepu często wynikają z biologicznej niewydolności jego struktury, która może rozwinąć się podczas procesu dojrzwania, gdy struktura przypominająca ścięgno dostosowuje się do struktury więzadła (Li. *wsp.*, 2017). Wczesny proces gojenia ma znaczenie predykcyjne dla właściwości biomechanicznych przeszczepu w przyszłości (Biercevicz i *wsp.*, 2015; Hofbauer i *wsp.*, 2019). Nieodpowiednia fizjoterapia, nadmierne obciążenie operowanego stawu lub zbyt wczesny powrót do sportu mogą negatywnie wpłynąć na proces gojenia oraz zwiększyć ryzyko ponownego zerwania więzadła. Przeciążanie przeszczepu często prowadzi do jego rozciągnięcia, a nawet całkowitej niewydolności, co wymaga kolejnej operacji i znacząco wydłuża czas powrotu do pełnej sprawności. Co więcej, zbyt agresywna fizjoterapia może przyspieszyć proces degeneracji chrząstki oraz zwiększyć ryzyko urazu w drugim stawie (Snaebjörnsson i *wsp.*, 2017). Mimo że badania wskazują, iż pełne dojrzwanie przeszczepu to długotrwały proces i może zająć nawet 24 miesiące, zanim struktura przeszczepu osiągnie parametry zbliżone do więzadła natywnego (Claes i *wsp.*, 2011), to w praktyce sportowcy często wracają do intensywnego treningu już po 6–9 miesiącach od operacji (Ma i *wsp.*, 2015). Jest to także okres, w którym najczęściej dochodzi do ponownego uszkodzenia przeszczepu (Van Eck i *wsp.*, 2012).

Złotym standardem w ocenie dojrzwania przeszczepu była dotychczas histologiczna analiza biopsji pobranej podczas artroskopii kontrolnej (Panos i *wsp.*, 2021). Metoda ta jest jednak inwazyjna i nieodpowiednia do długoterminowego monitoringu (Ahn i *wsp.*, 2011). W ortopedii powszechnie stosuje się metody obrazowania, w celu monitorowania gojenia tkanek. Na przykład do oceny zrostu kostnego po złamaniach, standardowo wykonywane jest badanie RTG. W przypadku tkanek miękkich, takich jak więzadła, badaniem z wyboru jest rezonans magnetyczny (MRI), który umożliwia zarówno diagnozowanie zerwania więzadła, jak i ocenę jego dojrzałości poprzez analizę intensywności sygnału (SI). Początkowo metoda analizy SI badana była na zwierzętach (Weiler i *wsp.*, 2001; Biercevicz i *wsp.*, 2013), a następnie potwierdzono jej skuteczność również u ludzi (Biercevicz i *wsp.*, 2015; Grassi i *wsp.*, 2016). MRI jest nieinwazyjnym narzędziem, które pozwala na ocenę struktury i przebudowy przeszczepu. Jako czułe narzędzie obrazowania, umożliwia śledzenie zmian biologicznych zachodzących w przeszczepie na różnych etapach gojenia. Zmiany intensywności sygnału na obrazach T2-zależnych odzwierciedlają procesy takie jak rewaskularyzacja czy przebudowa kolagenowa (Panos i *wsp.*, 2020; Dyck i *wsp.* 2019). Niska wartość intensywności sygnału SI (ang. *signal intensity*) wskazuje na zdrowe ścięgna i więzadła, które na obrazach MRI są ciemne ze względu na niski poziom zawartości wody.

W kontekście zrekonstruowanego więzadła niższy SI wskazuje na większą dojrzałość przeszczepu i potencjalnie większą wytrzymałość więzadła. Zmiany SI w czasie mogą świadczyć o przebiegu dojrzewania przeszczepu, co jest związane z redukcją unaczynienia i stopniowym zmniejszaniem zawartości wody (D'Ambrossi i wsp., 2025). Wzrost SI sugeruje natomiast obecność tkanki o podwyższonej zawartości wody i zwiększonym unaczynieniu, co w kontekście graftu może wskazywać na jego słabsze właściwości biomechaniczne oraz trwający intensywny proces przebudowy (Gnannt i wsp., 2011). Howell i wsp. (1997) jako jedni z pierwszych opracowali klasyfikację dojrzałości przeszczepu na podstawie SI, określając go jako niski, średni lub wysoki. Mimo potencjału MRI w monitorowaniu przebudowy ACL, obecnie brak jest ustandaryzowanych protokołów oceny gotowości przeszczepu do pełnego obciążenia, a MRI oficjalnie nie stanowi kryterium powrotu do sportu.

Jednym z głównych problemów, który pozostaje przedmiotem międzynarodowej debaty, jest określenie bezpiecznego momentu powrotu do aktywności fizycznej na wysokim poziomie (Nagelli i Hewett, 2017). Wysoki odsetek wtórnych urazów w ciągu dwóch lat po rekonstrukcji ACL u młodych, aktywnych osób ukazuje, jak duży wpływ ma zbyt wczesny powrót do sportu. Zwiększenie liczby wczesnych wtórnych urazów ACL koreluje ze zmianą z bardziej konserwatywnego leczenia pooperacyjnego opisanego przez Piedade i wsp. (2023) na przyspieszoną rehabilitację propagowaną przez wielu badaczy ostatnich 10 lat. Aktualny trend "ram czasowych" powrotu do sportu wydaje się znów nieco zwalniać, najczęściej wskazując 9 -12 miesiąc jako czas optymalnego powrotu (Waldron i wsp., 2022). Obecnie ocena skuteczności leczenia oraz określenie czasu powrotu do sportu opiera się na wynikach klinicznych, funkcjonalnych i psychologicznych. Pierwsze dwa obszary opierają się między innymi na takich testach jak: testy stabilności stawu kolanowego, testy siły mięśniowej, analiza chodu, analiza skoczności oraz ocena propriocepcji czy subiektywne raporty odczuć pacjentów (Gil i wsp., 2024; Gokeler i wsp., 2022). Aktualne kryteria powrotu do sportu oraz ścieżka budowania protokołu rehabilitacyjnego (ang. "*criterion-based*") po rekonstrukcji ACL zakładają progresywną, opartą na kryteriach funkcjonalnych i biomechanicznych ścieżkę, w której decyzja nie opiera się tylko na upływie czasu, lecz na uzyskanych wynikach w testach siły, kontroli nerwowo-mięśniowej, jakości ruchu i gotowości psychicznej (Mengis i wsp., 2025). Do najważniejszych, szczegółowych kryteriów powrotu należą: symetria siły kończyn dolnych tj. uzyskanie przynajmniej 90–95% siły najczęściej mierzonej w warunkach izokinetyki względem kończyny zdrowej, prawidłowa kontrola nerwowo-mięśniowa podczas testów

skocznościowych, lądowań, zmian, kierunku i przyspieszenia (LSI ang. *Lateral Symmetry Index* > 90%), a także brak bólu, brak obrzęku, pełna ruchomość stawu oraz odpowiednia gotowość psychiczna do powrotu do sportu oceniana wystandaryzowanymi skalami np. ACL- RSI (ang. *Anterior Cruciate Ligament – Return to Sport Index*) (Burgi i wsp., 2019; Sedaghati i wsp., 2025). Jednak brak uwzględnienia w tych kryteriach oceny strukturalnej przeszczepu tj. próby oceny jego stanu biologicznego, stanowić może istotny problem, gdyż sama funkcja może być zbyt mało czuła na integralność strukturalną gojącego się przeszczepu i niewystarczające do zapobiegania ponownym zerwaniom (Kiapour i wsp., 2021). Prowadzi to do sytuacji, gdzie pacjenci mogą wracać do sportu z więzadłem, które nie jest w pełni przebudowane, co w codziennych aktywnościach nie jest odczuwalne przez pacjenta, a potencjalnie zwiększa ryzyko ponownego zerwania. Zbyt wczesny powrót do sportu wiąże się również z ryzykiem innych powikłań, takich jak rozciągnięcie przeszczepu, wtórne uszkodzenia łąkoteczek czy rozwój artrozy w dłuższej perspektywie czasu (Grindem i wsp., 2016).

Z uwagi na powyższe, istnieje potrzeba kierunkowania badań na tworzenie jeszcze bardziej precyzyjnych kryteriów budowania zindywidualizowanych protokołów rehabilitacyjnych. Regularne wykonywanie badań MRI pozwoliłoby na bardziej precyzyjne monitorowanie przebudowy przeszczepu, a także na identyfikację pacjentów, którzy mimo dobrych wyników funkcjonalnych, nie osiągają jeszcze pełnej dojrzałości biologicznej więzadła. Przedstawiona niżej praca ma stanowić wstęp do rozważań nad zasadnością integrowania wyników funkcjonalnych ze strukturalnymi jako dwóch nierozłącznych elementów w praktyce fizjoterapeutycznej po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, a konkluzje z niej wynikające, stanowić praktyczny aspekt rehabilitacji pacjentów po rekonstrukcji.

2. CEL PRACY I HIPOTEZY

Cele pracy

1. Określenie charakterystyki referencyjnej intensywności sygnału więzadła krzyżowego przedniego (ACL) w stanie natywnym na obrazach rezonansu magnetycznego (MRI) dla porównań z więzadłami zrekonstruowanymi.
2. Analiza przebudowy zrekonstruowanego ACL poprzez ocenę zmian intensywności sygnału w MRI na kolejnych etapach gojenia (3, 6, 9, 12 i 24 miesiące po operacji) w odniesieniu do procesu rehabilitacji pacjentów.
3. Ocena stanu funkcjonalnego pacjentów rok po rekonstrukcji ACL w kontekście stopnia wygojenia strukturalnego więzadła, określonego na podstawie obrazów MRI.
4. Analiza zależności pomiędzy strukturą a funkcją zrekonstruowanego ACL, uwzględniająca powiązania między wynikami obrazowania MRI a oceną kliniczną oraz funkcjonalną stawu kolanowego.
5. Opracowanie podstaw do modyfikacji aktualnych kryteriów powrotu do aktywności sportowej pacjentów po rekonstrukcji ACL poprzez uwzględnienie oceny strukturalnej jako standardowego elementu monitorowania postępów leczenia i rehabilitacji, co pozwoli na bardziej zindywidualizowane postępowanie fizjoterapeutyczne.

Hipotezy badawcze

1. W miarę upływu czasu intensywność sygnału przeszczepu będzie zbliżała się do wartości typowej dla natywnego więzadła ACL.
2. Założono, że więzadło na pewnym etapie przebudowy może mieć podwyższone wartości sygnału ze względu na zachodzące przemiany biologiczne.
3. Funkcja stawu kolanowego w niewielkim stopniu lub wcale nie odzwierciedla rzeczywistego stanu przebudowy graftu.
4. Czas typowego powrotu do sportu na wysokim poziomie tj. 9-12 miesięcy nie jest wystarczający do osiągnięcia gotowości funkcjonalnej i strukturalnej zrekonstruowanego więzadła.

3. MATERIAŁ i METODY

3.1 Materiał

3.1.1 Określenie wartości sygnału więzadła natywnego

Badanie zostało przeprowadzone między 2021 a 2025 rokiem w Life Medical Center w Warszawie, Polska (w tym w LifeInstitute w Warszawie od czerwca 2020 do grudnia 2022). W początkowej fazie do badania zakwalifikowano 119 uczestników w wieku od 18 do 65 lat, u których wykonano badanie rezonansem magnetycznym stawu kolanowego. Z grupy tej wykluczono pacjentów, którzy przeszli uszkodzenie lub operację rekonstrukcyjną więzadła krzyżowego przedniego (ACL), uraz tylnego więzadła krzyżowego (PCL), uszkodzenie chrząstki, objawy zapalenia tkanek związane z dną moczanową w stadiach powyżej 2 według klasyfikacji Outerbridge (Mederake i wsp. 2024), urazy wielowięzadłowe oraz złamania. Status nieuszkodzonego ACL potwierdzono przez certyfikowanego radiologa. Wyniki przeglądu retrospektywnego pozwoliły na zebraniu danych demograficznych pacjentów oraz szczegółów dotyczących łąkotec i chrząstki z dokumentacji medycznej i pomiarów radiologicznych. Ostatecznie do analizy zakwalifikowano 84 badanych. Badani zostali podzieleni na dwie grupy. Pierwsza grupa składała się z 31 pacjentów (19 kobiet, 12 mężczyzn) w wieku 18-39 lat, natomiast druga grupa obejmowała 53 pacjentów (30 kobiet, 23 mężczyzn) w wieku 40-65 lat. Badani zostali również podzieleni ze względu na wiek tj. 29 osób w wieku 18-39 oraz 55 osób w wieku 40-65 lat. Wskaźnik BMI badanych mieścił się w granicach normy (18,5–24,9 kg/m²). Zgoda na uczestnictwo w badaniu została uzyskana od wszystkich uczestników.

Szczegółowe dane przedstawiono w Tab.1

Tab.1. Szczegółowa charakterystyka liczbowa i czasowa przeprowadzonego badania.

Rodzaj badania	Badanie rezonansem magnetycznym (wskaźnik APR prx,mid,dsl)		Badanie kliniczne (stabilność stawu kolanowego)	Badanie funkcjonalne (siła, kontrola posturalna, skoczność)
Liczba uczestników	ACL natywne* n=84	ACL zrekonstruowany n=75	ACL zrekonstruowany n=37	ACL zrekonstruowany n=37
3 miesiące od zabiegu		•	•	
6 miesięcy od zabiegu		•	•	
9 miesięcy od zabiegu		•	•	
12 miesięcy od zabiegu		•	•	•
18 i 24 miesiące od zabiegu		•	•	

*obraz w MRI więzadła natywnego badany był w jednym punkcie czasowym, a grupa badana stanowiła osobną grupę badanych (referencyjną) bez uszkodzenia ACL

3.1.2 Określenie wartości sygnału więzadła zrekonstruowanego oraz ocena funkcjonalna

Badanie zostało przeprowadzone między 2021 a 2025 rokiem w Life Medical Center w Warszawie, Polska. Grupa badana obejmowała 75 pacjentów: 32 kobiety i 43 mężczyzn w wieku 18-56 lat (wiek: $35,8 \pm 13,4$ lat), BMI 18,5–24,9 kg/m² (masa ciała: $76,8 \pm 15,8$ kg; wzrost: $178,2 \pm 9,96$ cm) z zerwanym więzadłem krzyżowym przednim (ACL), co zostało potwierdzone za pomocą rezonansu magnetycznego (MRI). Wszyscy pacjenci przeszli rekonstrukcję ACL (ang. *anterior cruciate ligament reconstruction- ACLR*) z wykorzystaniem przeszczepu ścięgna mięśnia czworogłowego techniką M-ARS. Zabiegi rekonstrukcji zostały przeprowadzone przez tego samego lekarza ortopedę-promotora pomocniczego tej rozprawy, a proces rehabilitacji prowadzony był przez jeden zespół rehabilitacyjny. Z dalszej analizy wykluczono pacjentów z brakującymi danymi, poważnymi naruszeniami protokołu badawczego oraz wynikami odstającymi, przekraczającymi dwa odchylenia standardowe. Pacjenci przeszli badania kontrolne rezonansem magnetycznym w odstępach 3, 6, 9, 12, 18 i 24 miesiące po operacji.

Grupa referencyjna składała się z 84 zdrowych dorosłych osób z nieuszkodzonym ACL (więzadło natywne).

12 miesięcy po zabiegu, 37 pacjentów, którzy spełnili kryterium czasowe (z 75, u których oceniano przebudowę) zostało poddanych ocenie funkcjonalnej, która następnie

została skorelowana z oceną strukturalną.

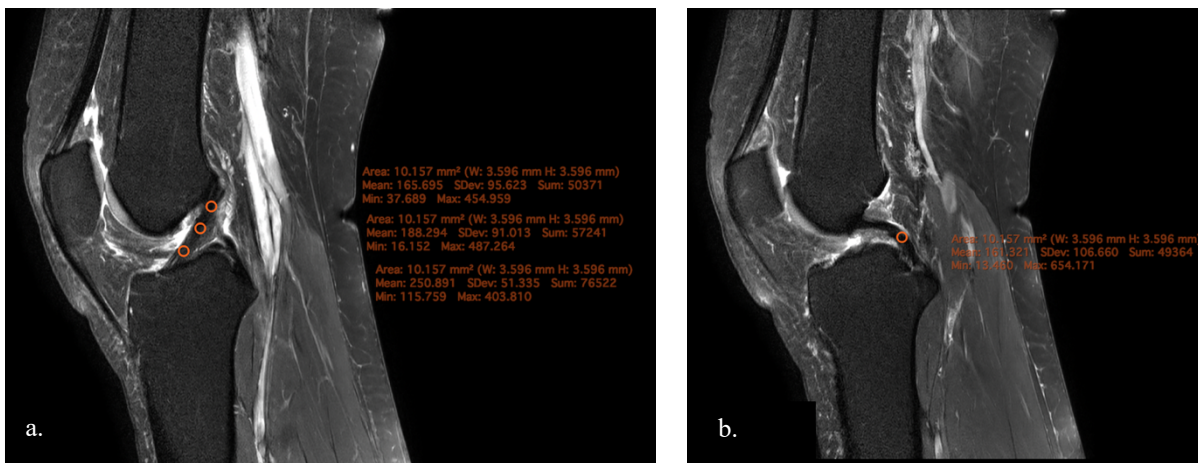
Badanie zostało zatwierdzone przez Uniwersytecką Komisję Bioetyczną do Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach oraz przez komisję oceniającą projekt o numerze LI-SF/2020/1. Wszyscy uczestnicy podpisali pisemną zgodę na uczestnictwo w badaniu przed jego rozpoczęciem.

3.2 Metody

3.2.1 Pomiary Intensywności Sygnału więzadła natywnego

W analizie wybrano strzałkowy (ang. *sagittal*) przekrój, który najlepiej przedstawiał pełną dostępną długość wewnątrzstawowego więzadła krzyżowego przedniego (ACL), oraz przekrój, który najlepiej pokazywał ustawienie więzadła krzyżowego tylnego (PCL). Pomiary „obszaru zainteresowania” (ang. *ROI - region of interest*) oraz stosunku uda do piszczeli (ang. *Femur/Tibia-FT*), w kontekście patologii używane jako ang. *anterior subluxation* tj. przednie podwichnięcie piszczeli) były przeprowadzane za pomocą dedykowanego oprogramowania do przeglądania obrazów MRI (Horos w wersji 3.0; Horos Project). Narzędzie ROI z ustandaryzowanym okręgiem o średnicy 3,6 mm i powierzchni 10 mm² zostało ręcznie naniesione w czterech obszarach: w proksymalnej, środkowej oraz dystalnej części natywnego ACL oraz dystalnej części PCL w obszarze przyczepu do kości piszczelowej. Intensywność sygnału (SI) była automatycznie mierzona przez oprogramowanie obrazowe, na podstawie pikseli obrazu. Przykład umiejscowienia okręgów ROI przedstawiono na Rycinie 2. Aby znormalizować intensywność sygnału natywnego ACL (ACLn), obliczono stosunek APRn (anterior/posterior native cruciate ligament ratio) poprzez podzielenie intensywności sygnału ACLn (dla każdej z trzech sekcji oraz średniej wartości z tych części) przez sygnał dystalnej części natywnego PCL (dsl SI PCLn).

$$\begin{aligned} 1. \quad APRn_{avg} &= \frac{avg\ SI\ ACLn}{dsl\ SI\ PCLn} & 2. \quad APRn_{prx} &= \frac{prx\ SI\ ACLn}{dsl\ SI\ PCLn} \\ 3. \quad APRn_{mid} &= \frac{mid\ SI\ ACLn}{dsl\ SI\ PCLn} & 4. \quad APRn_{dsl} &= \frac{dsl\ SI\ ACLn}{dsl\ SI\ PCLn} \end{aligned}$$



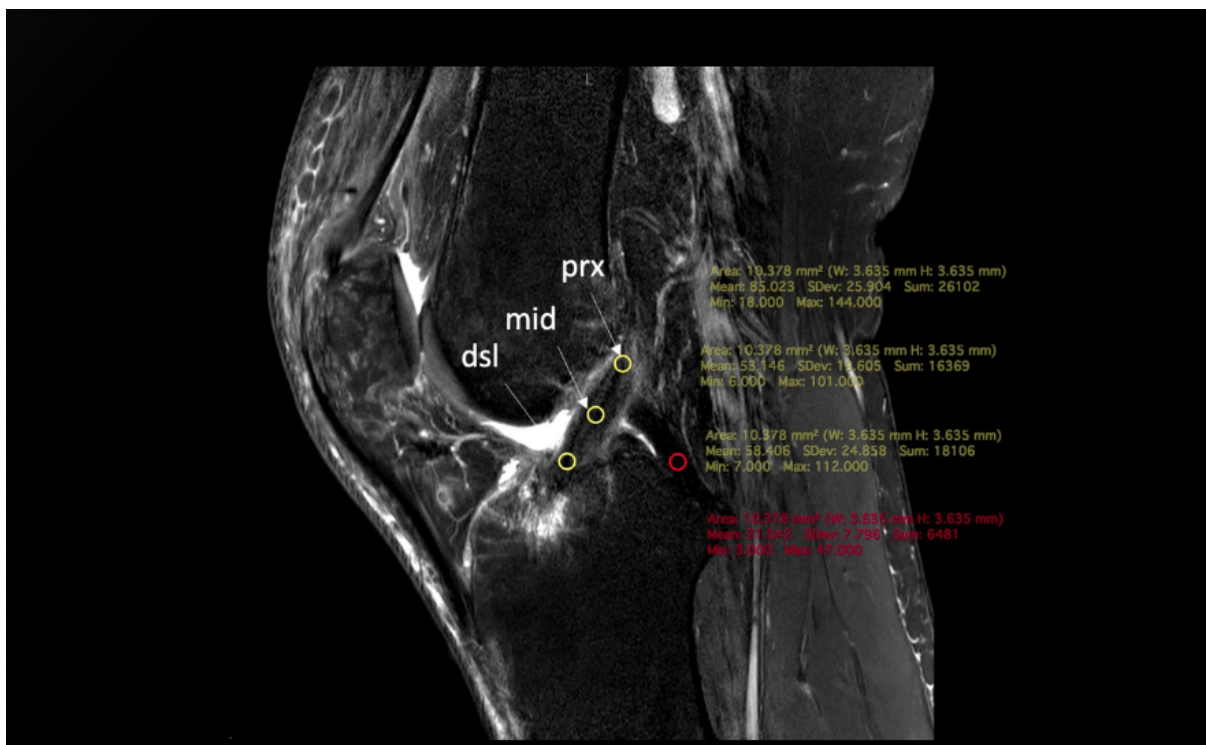
Ryc. 2 a. Przykład oceny intensywności sygnału (SI) native ACL w obrazach rezonansu magnetycznego. SI mierzono niezależnie w trzech obszarach (prx, mid, dst) native ACL. b. SI mierzono w dolnej części native PCL. Średnia wartość SI = średnia wartość szarości. Następnie wstawiono ją do odpowiednich równań.

3.2.2 Pomiary Intensywności Sygnału więzadła zrekonstruowanego

Badanie MRI było zawsze przeprowadzane tym samym urządzeniem u wszystkich pacjentów. Do badania użyto MRI - 3T (Ingenia, Philips Healthcare, Holandia) oraz dedykowanej cewki kolanowej 8-kanałowej, co zapewniało obrazy wysokiej jakości. Wszystkie skany MRI uzyskano przy użyciu tego samego protokołu i parametrów – czas powtórzenia (TR) wynosił 5000 ms, czas echo (TE) wynosił 40 ms, a pole widzenia (FOV) wynosiło 16 x 16 cm, z odstępem między przekrojami wynoszącym 3 mm. Wybierano płaszczyznę strzałkową w sekwencji PDWI, która zapewniała optymalną widoczność przeszczepu ACL do oceny. Intensywność sygnału była oceniana poprzez ręczne naniesienie, ustandaryzowanych okręgów o średnicy 3,5 mm w czterech określonych „obszarach zainteresowania” (ROI): trzech znajdujących się na wewnątrzstawowych segmentach przeszczepu ACL — proksymalnym (prx), środkowym (mid) i dystalnym (dst) — oraz jednym w części dystalnej PCL. W celu normalizacji intensywności sygnału obliczano stosunek sygnału ACL/PCL (APR). APR był oceniany dla każdej z wyznaczonych sekcji przeszczepu ACL w różnych punktach czasowych (3, 6, 9 i 12 miesięcy po operacji) poprzez podzielenie intensywności sygnału ACL przez intensywność sygnału PCL i porównaniu go z APR natywnego ACL ocenionego wcześniej tą samą metodyką. Małą grupę pacjentów obserwowano również w 18. i 24. miesiącu.

Intensywność sygnału jest powszechnie oceniana przez wskaźnik sygnału do szumu (SNQ), który jest obliczany na podstawie następującego wzoru: $SNQ = (\text{sygnał przeszczepu})$

ACL – sygnał przeszczepu PCL) / sygnał tła. Zdecydowano użyć APR zamiast SNQ, ponieważ wyłączenie pomiaru szumów tła (gęstości protonów zewnętrznych atomów wodoru) zwiększa wiarygodność i precyzję badania.



Ryc. 3. Trzy ROI (prx, mid i dsl) zostały oznaczone na przeszczepie ACL jako żółte okręgi o średnicy 3,5 mm. Czerwony okrąg wskazuje obszar pomiaru na PCL.

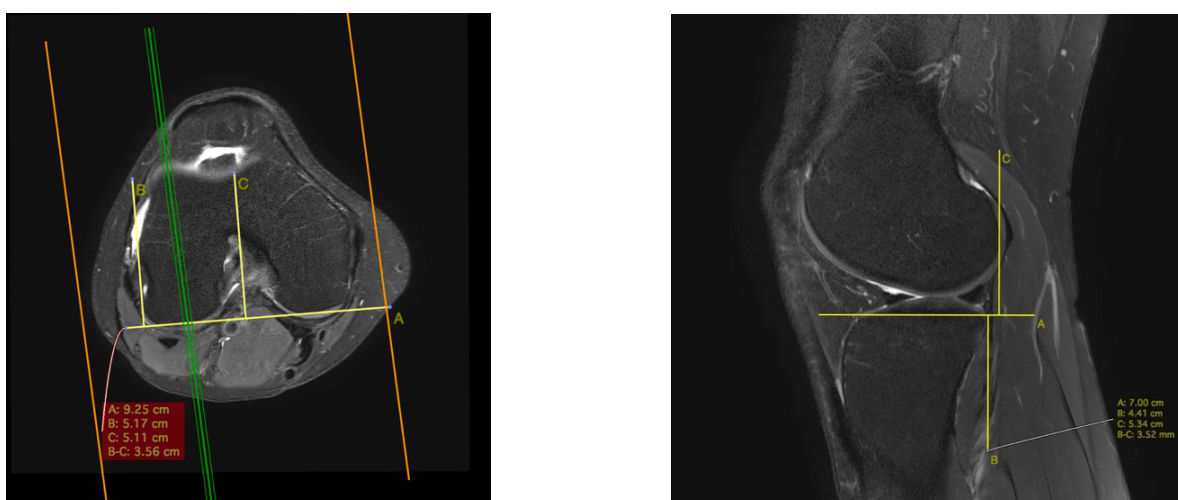
3.2.3 Pomiar stosunku kości udowej do piszczelowej (Femur/Tibia ratio- FT)

Ustawienie kości piszczeli względem kości udowej (stosunek FT) mierzono w płaszczyźnie strzałkowej. Odpowiednia lokalizacja przekroju (w płaszczyźnie strzałkowej) została określona w osi głównej ciała. Użyto narzędzi do rysowania linii prostopadłych (oprogramowanie Horos 3.0). Linia A była zlokalizowana za korową krawędzią bocznego i przyśrodkowego kłykcia kości udowej (bez uwzględniania warstwy chrząstki). Linia B była umieszczona za bocznym kłykiem kości udowej. Linia C znajdowała się przy korze sąsiadującej z PCL ww. wcięciu kości udowej. W punkcie pośrednim między liniami B i C zlokalizowano odpowiedni przekrój w płaszczyźnie strzałkowej.

Linie prostopadłą wykorzystano także do pomiarów. Linia A została narysowana równolegle do powierzchni plateau kości piszczelowej (bez uwzględniania warstwy chrząstki). Linie B i C były rysowane prostopadle do linii A. Obie (B, C) biegły do tylnej krawędzi korowej odpowiednio bocznego kłykcia kości udowej i piszczelowej (bez

uwzględniania warstwy chrząstki). Wartość B-C (mm) mierzono jako odległość między liniami B i C. Jeżeli linia B (piszczel) była przed linią C (kość udowa), oceniano to jako (+); jeśli piszczel znajdował się za kością udową, jako (-). Przykład umiejscowienia linii prostopadłej przedstawiono na Rycinie 4.

Dla więzadła zrekonstruowanego pomiar był przeprowadzany w 3, 6, 9 i 12 miesiącu po operacji. Następnie obliczono deltę, czyli różnicę, aby określić zmianę tego parametru w czasie. W literaturze pomiar ten pojawia się jako odzwierciedlenie przedniej subluksacji (ang. *anterior subluxation*), jednak ze względu na wyjściowo negatywny wydzźwięk parametru, zdecydowano się na użycie stosunku FT.



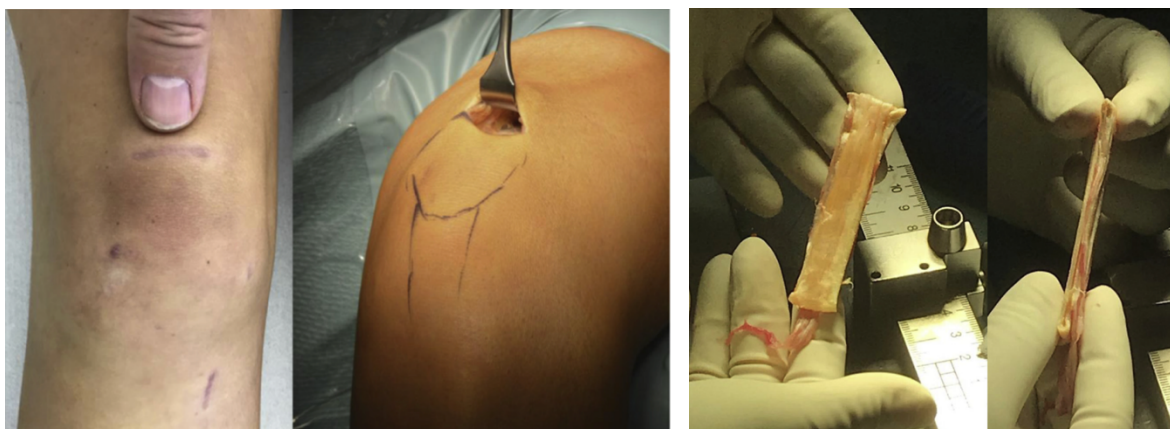
Ryc. 4. Umiejscowienie linii prostopadłej w płaszczyźnie poprzecznej (a) oraz w płaszczyźnie strzałkowej (b).

Wiarygodność pomiarów

Pomiary wykonano przez autorkę pracy w ścisłej współpracy z doświadczonym radiologiem posiadającym ponad 15-letnie doświadczenie w analizie obrazów rezonansu magnetycznego dotyczących ACL, który przeszkolił doktorantkę w tym zakresie oraz sprawował kontrolę nad całym procesem. Aby ocenić niezawodność pomiarów, losowo wybrano podzbiór 2 x 20 pacjentów, który został ponownie przeanalizowany przez dwóch innych egzaminatorów (radiologa oraz niezależnego egzaminatora, który wcześniej przeszedł ukierunkowane szkolenie w zakresie specjalistycznych pomiarów MRI (każdy z egzaminatorów niezależnie ocenił 20 pacjentów). Szczegóły dotyczące pacjentów były niewidoczne dla wszystkich egzaminatorów.

Procedura chirurgiczna

Wszyscy pacjenci w grupie badanej przeszli operację rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (ACL) z zastosowaniem techniki M-ARS (Medacta Anatomic Ribbon Surgery), jak opisano w literaturze (Śmigielski i wsp. 2015; Fink i wsp. 2020). Do przeszczepu użyto dystalne ścięgno mięśnia czworogłowego uda (QT). Procedura była wykonywana za każdym razem przez tego samego operatora. W trakcie operacji nie stosowano opaski uciskowej. Tunel piszczelowy przygotowano w kształcie litery „C” za pomocą celownika piszczelowego. Na kości udowej stworzono owalny otwór, a przeszczep wprowadzono do płaskiego tunelu kostnego, mocując go na kości udowej oraz na kości piszczelowej. Rekonstrukcja ACL przeprowadzona była jednopęczkową techniką z użyciem autologicznego przeszczepu QT, pobranego w sposób mało inwazyjny za pomocą dedykowanego sprzętu (Medacta, Castel San Pietro, Szwajcaria).



Ryc. 5. Od lewej widoczna odpowiednio blizna po pobraniu, miejsce pobrania ścięgna mięśnia czworogłowego oraz wypreparowany graft, przed obszyciem nićmi (Na podstawie Fink i wsp. 2020).

Rehabilitacja pooperacyjna

Pacjenci po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego prowadzeni byli według spójnego, konsekwentnego protokołu rehabilitacyjnego przez dwóch fizjoterapeutów (autorkę rozprawy oraz drugiego również wyspecjalizowanego fizjoterapeutę w tym obszarze), przy czym główna opieka oraz decyzje podejmowane były przez autorkę tej pracy. Niektóre odchylenia od postępowania we wczesnym etapie wynikały z towarzyszących procedur, takich jak szycie łąkotki i były związane z czasem obciążania oraz zakresem ruchu w pierwszych 6 tygodniach pooperacyjnych. Odstępstwa wdrażane na dalszych etapach usprawniania ustalane były w porozumieniu promotor pomocniczy-

fizjoterapeuta i wprowadzane były jako wynik indywidualizacji, uzasadniony wynikami oceny funkcjonalnej i klinicznej oraz oceną MRI. Podsumowanie opisu procesu usprawniania oraz najczęściej realizowanego protokołu rehabilitacyjnego przedstawiono w Tabeli 2.

Proces rehabilitacji rozpoczynał się w ciągu pierwszego tygodnia po operacji. Częstotliwość spotkań przez pierwsze 3 miesiące wynosiła 3x w tygodniu (autorka pracy prowadziła fizjoterapię min.2x/tydzień), między 3 a 6 miesiącem 2x w tygodniu, a powyżej 6 miesiąca 1 raz w tygodniu. Regularna fizjoterapia trwała co najmniej 12 miesięcy. Bieżące postępy i decyzje było omawiane w zespole (fizjoterapeutka -autorka badań, drugi fizjoterapeuta oraz promotor pomocniczy-lekarz) na cotygodniowych odprawach medycznych.

Pacjent odbywał wizyty kliniczne z lekarzem prowadzącym 6 tygodni po zabiegu, a następnie po 3, 6, 9, 12, 18 i 24 miesiącach. Okresy te stanowiły „kroki milowe” w podejmowanych decyzjach przez lekarza oraz fizjoterapeutę, a podstawą do wyżej wymienionych okresów kontrolnych stanowiły fazy gojenia się przeszczepu. Każdorazowo podczas wizyt kontrolnych pacjent był badany przez lekarza (promotora pomocniczego) oraz fizjoterapeutę (ból, obecność wysięku, stabilność, zakres ruchu), a następnie oceniany był rezonans, który pacjent dostarczał na wizytę. Następnie podczas odprawy lekarza z fizjoterapeutą ustalany był dalszy zakres działań usprawniających, priorytety, restrykcje lub progresja w stosunku do każdego pacjenta.

Proces usprawniania modyfikowany był na bieżąco w zależności od aktualnego stanu funkcjonalnego i klinicznego pacjenta oraz obrazu rezonansu magnetycznego.

Wczesna faza usprawniania do 6 tygodnia obejmowała zaawansowaną pracę manualną polegającą na drenażu limfatycznym, zapobieganiu zrostom wewnątrzstawowym, na mobilizacji ślizgu rzepki, uelastycznianiu mięśnia czworogłowego (ze względu na miejsce pobrania), mobilizacji tkankowej zachyłka nadrzepkowego, uelastycznianiu ciała Hoffy (ze względu na operacyjne wejścia artroskopowe), mobilizacji blizn, aktywacji głowy przyśrodkowej mięśnia czworogłowego czy elektrostymulacji mięśniowej. Z zakresu terapii ruchowej pacjenci uczeni byli poprawnego poruszania się o kulach, mobilizacji zakresu ruchu, ćwiczeń aktywacyjnych mięśnie zginające staw kolanowy.

Pacjenci poruszali się do 6 tyg. z użyciem kul łokciowych z częściowym obciążaniem stopniowo progresywnym lub bez obciążania w przypadku skomplikowanych uszkodzeń łąkotek zaopatrywanych operacyjnie.

Wszyscy pacjenci poruszali się w ortezie zegarowej ustawianej w zależności od rodzaju uszkodzenia łokotek od 0-60 stopni.

Faza pomiędzy 6 tygodniem a 3 miesiącem obejmowała zakres działań z fazy wczesnej ze szczególnym uwzględnieniem pracy manualnej nakierowanej na bezpieczne odzyskiwanie zakresów ruchu, naukę poprawnego chodzenia z użyciem efektywnego wyprost, progresywnego obciążania, chodzenia bez kul, dalszych ćwiczeń wzmacniających mięśnie kończyny dolnej ze szczególnym naciskiem na ćwiczenia prowadzone wyłącznie w zamkniętych łańcucha kinematycznych aktywujące mięśnie pośladkowe, mięsień czworogłowy czy grupę kulszowo-goleniową.

W tym okresie pacjenci wg. indywidualnych zaleceń odstawiali kule oraz ortezy.

Między 3 a 6 miesiącem pacjenci wykonywali bardziej zaawansowane ćwiczenia wzmacniające nakierowane przede wszystkim na grupę kulszowo-goleniową oraz budujące propriocepcję oraz stabilizację dynamiczną. Przykładowe ćwiczenia to: wznosy bioder obunóż i jednonóż wykonywane z użyciem taśm oporowych, deskorolek, piłek rehabilitacyjnych, przysiady izometryczne, przysiady klasyczne, wykroki, ćwiczenia ekscentryczne mięśnia czworogłowego w zamkniętych łańcuchach, rower stacjonarny. Pacjenci nie wzmacniali mięśnia czworogłowego w otwartych łańcuchach kinematycznych (OKC).

Okres między 6 a 9 miesiącem był okresem wdrażania zintensyfikowanych ćwiczeń względem poprzedniego okresu, stosowano ciężar zewnętrzny np. 6-10 kg. Pacjenci dostawali zgodę na ćwiczenia na siłowni z wykorzystaniem maszyn np. ergometr wioślarskim, suwnica, maszyna aktywująca grupę kulszowo-goleniową w OKC, nie stosowano ćwiczeń dynamicznych, pivotów oraz aktywacji mięśnia czworogłowego w OKC.

Krokiem milowym do wdrożenia aktywności dynamicznych w ocenie klinicznej były: brak bólu, stabilność stawu kolanowego jak w kończynie przeciwnej, wycofane pooperacyjne obrzęki kostne, znaczne obniżenie sygnału więzadła względem badań poprzednich, brak cech przedniego podwichnięcia piszczeli, dobra kontrola motoryczna, oraz bardzo dobre utrzymanie osi kończyny dolnej podczas ćwiczeń z poprzednich okresów.

Okres powyżej 9 miesiąca był fazą stopniowego wdrażania aktywności dynamicznych, bieg po prostej, naskoki, skoki, wyskoki, lądowania. Pacjenci nie wykonywali ruchów pivotujących.

Po pozytywnej **ocenie kliniczno-funkcjonalnej 12 miesięcy po rekonstrukcji**, pacjenci rozpoczynali trening dedykowany do powrotu do sportu w danej dyscyplinie z

uwzględnieniem zaawansowanych wzorców ruchowych takich jak zmiany kierunku, ćwiczenia kontaktowe czy ruchy pivotujące.

Krokiem milowym do wdrożenia ww. aktywności a następnie do powrotu do sportu (RTS) była kompleksowa ocena pacjenta w trzech obszarach: klinicznym, strukturalnym oraz funkcjonalnym.

Pacjent musiał spełnić następujące kryteria:

W ocenie klinicznej: brak bólu w przednim przedziale stawu kolanowego, test stabilności stawu kolanowego identyczny z kończyną przeciwną, pełny zakres ruchomości stawu kolanowego, brak jakiegokolwiek wysięku/obrzęku po dłuższych aktywnościach

W ocenie strukturalnej (w obrazie rezonansu magnetycznego): całkowicie wycofane obrzęki kostne, niski sygnał więzadła, brak cech rozciągania więzadła (brak cech przedniego ustawienia piszczeli względem uda), brak cech uszkodzeń chrząstki stawowej

W ocenie funkcjonalnej: LSI (ang. *Lateral Symmetry Index*) siły dla mięśnia czworogłowego i mięśni zginających staw kolanowy >90%, pełny zakres ruchomości, kontrola posturalna jak w kończynie przeciwnej, prawidłowe wzorce lądowania i kontroli tułowia, LSI dla testów skocznościowych >90%

Powyższy protokół jest tylko uogólnioną koncepcją wyjściową, która w toku usprawniania była wysoce indywidualizowana w zależności od wyników uzyskiwanych podczas testów kliniczno-funkcjonalnych.

W sytuacji, w której w ocenie stabilności, ocenie sygnału więzadła, stopnia obrzęków kostnych, czy ustawienia uda względem piszczeli któryś wynik odbiegał od spodziewanych wyników dla danego okresu, podejmowane były decyzje np. o odroczeniu w czasie wprowadzania ćwiczeń dynamicznych, do czasu poprawy parametrów, lub postępowanie wysoce ochronne bez wdrażania intensywnych ćwiczeń które zazwyczaj większość pacjentów wykonywała w danym okresie. Natomiast w sytuacji gdy pacjent prezentował korzystniejsze cechy strukturalne oceniane w rezonansie i testach funkcjonalnych względem obserwowanej średniej podejmowane były decyzje o przyspieszaniu protokołu.

Tab. 2. Najczęściej stosowany protokół rehabilitacyjny u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Czas od rekonstrukcji	Obciążanie	Orteza	Procedura
Dzień 1-14	"obciążanie dotykowe" ang. <i>Touch-down weight-bearing (TDWB)</i>	Orteza zablokowana w kącie 0°	kontrola bólu i obrzęku, drenaż limfatyczny Elektrostymulacja mięśniowa - aktywacja mięśnia obszaru VMO oraz kokontrakcja mięśni dwugłowych uda w celu zapobiegania deficytom wyprostów Praca manualna
Tydzień 3-6	częściowe obciążanie Partial -weight-bearing (PWB)	Orteza odblokowana w kącie 60-90°	Terapia manualna (rozluźnianie mięśniowo-powięziowe), mobilizacja rzepek, stopniowy wzrost zakresu ruchu ROM 0-90° Elektrostymulacja mięśniowa - ćwiczenia aktywujące mięsień VMO oraz kokontrakcja Mobilizacja blizn Aktywacja mm. pośladkowych, stabilizacja miednicy
Tydzień 6-12	Obciążanie do granicy bólu/Pełne obciążanie	Bez ortozy/orteza odblokowana na-90°-do pełnego zakresu	Terapia manualna (rozluźnianie mięśniowo-powięziowe, stopniowe zwiększanie zakresu wg. tolerancji tkanek Reedukacja chodu, ćwiczenia propriocepcji, rowerek stacjonarny CKC dla QF, progres wzmacniania mm. zginaczy stawu kolanowego
Miesiąc 3-6	Zamknięty łańcuch CKC dla QF, Progresja aktywacji mm. zginaczy stawu kolanowego, bez aktywności dynamicznych		
Miesiąc 6-9	Brak aktywności dynamicznych (brak pivotów, brak ruchów w wielu kierunkach)		
9-12 miesiąc	Stopniowe wdrażanie ćwiczeń dynamicznych		
>12 miesiąca	Bezpieczny powrót do sportu		

3.2.4 Ocena funkcjonalna pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Ocena funkcjonalna została przeprowadzona 12 miesięcy od zabiegu rekonstrukcji. Zdecydowano o tym punkcie czasowym ze względu na fakt, że pacjenci typowo w okresie między 9 a 12 miesiącem po operacji na podstawie oceny funkcjonalnej dostają pozwolenia od swoich fizjoterapeutów na powrót do sportu. Wszystkie testy funkcjonalne zostały przeprowadzone przez autorkę pracy, z wyjątkiem oceny stabilności stawu kolanowego, która została oceniona przez promotora pomocniczego.

Subiektywna ocena funkcji stawu kolanowego

Subiektywna ocena funkcji stawu kolanowego została przeprowadzona za pomocą kwestionariuszy Lysholm-Tegner oraz International Knee Documentation Committee (IKDC). Skala Lysholm-Tegner oceniała objawy, takie jak ból, niestabilność oraz ograniczenia codziennych aktywności, przy czym wyniki mieściły się w zakresie od 0 do 100 punktów, gdzie wyższe wartości wskazywały na lepszą funkcję stawu kolanowego. Formularz IKDC oceniał symptomy związane ze stawem kolanowym, funkcję oraz aktywność sportową, również w skali od 0 do 100 punktów, z wyższymi wynikami odzwierciedlającymi lepsze wyniki. Oba kwestionariusze były wypełnione 12 miesięcy po operacji.

Pomiar stabilności stawu kolanowego

Stabilność stawu kolanowego po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (ACL) była mierzona za pomocą urządzenia Rolimeter- Lechmeter (Aircast, Niemcy). Ocena była przeprowadzana przed operacją oraz w 3, 6, 9 i 12 miesiącu po operacji. Wszystkie pomiary były dokonywane przez jedną osobę- promotora pomocniczego, co zapewniało spójność pomiarów. Pacjent był ułożony w pozycji leżącej na stole do badania z kolanem zgiętym do 30 stopni, a przemieszczenie piszczeli w kierunku przednim w odniesieniu do kości udowej mierzone było w milimetrach przy użyciu siły manualnej. Główne analizowane parametry obejmowały przesunięcie piszczeli do przodu oraz różnicę między kończyną operowaną i nieoperowaną. Metodologia ta umożliwiła obiektywną ocenę stabilności stawu kolanowego w czasie.

Zakres ruchu i pomiar obwodu kończyny

Zakres ruchu (ROM) podudzia oraz obwód kończyny były mierzone przy użyciu ustandaryzowanego protokołu. Zgięcie, wyprost oraz przeprost były oceniane obustronnie za pomocą inklinometru (Baseline Digital Inclinometer, USA). Pacjent był ułożony w pozycji leżącej na stole do badania. Aktywne zgięcie podudzia było mierzone poprzez poproszenie pacjenta o samodzielne zgięcie w stawie kolanowym, natomiast wyprost i przeprost oceniano podczas swobodnego leżenia pacjenta na stole. Wyniki były rejestrowane w stopniach dla obu kończyn. Obwód kończyny był mierzony obustronnie taśmą antropometryczną w czterech punktach anatomicznych: w linii stawowej (obwód stawów kolanowych), na poziomie zachyłka nadrzepkowego, 6 cm powyżej górnej krawędzi

rzepki (pomiar U1) oraz w najszerszej części uda (pomiar U2). Ta metodologia dostarczyła obiektywnych danych dotyczących ruchomości stawu, obrzęku oraz masy mięśniowej.

Pomiar stabilności posturalnej i równowagi

Stabilność posturalna oraz równowaga dynamiczna były oceniane za pomocą Kinvent K-Plates (Kinvent Biomechanics, Montpellier, Francja). Urządzenie było kalibrowane przed testowaniem, a pomiary były przeprowadzane w cichym środowisku, aby zminimalizować zakłócenia. Uczestnicy wykonali osiem zadań: zadanie stania na obu kończynach z oczami otwartymi i zamkniętymi przez 30 sekund, stania na jednej kończynie z oczami otwartymi i zamkniętymi przez 30 sekund, wykonywania przysiadów obunóż z oczami otwartymi i zamkniętymi oraz wykonywania przysiadów na jednej kończynie z oczami otwartymi i zamkniętymi. Każde zadanie było wykonywane trzy razy z przerwą 10 sekund między próbami. Podczas zadań statycznych uczestnicy utrzymywali stabilną pozycję, natomiast podczas przysiadów trzymali kontrolowane tempo. Analizowane parametry obejmowały całkowitą długość ścieżki (łącną odległość przebytą przez COP), średnią prędkość ruchu COP oraz rozkład masy między kończynami. Urządzenie Kinvent K-Plates mierzyło do 2000 N na płytę z dokładnością $\pm 0,1\%$ oraz częstotliwością próbkowania 100 Hz, co dostarczyło precyzyjnych i obiektywnych danych dotyczących równowagi statycznej i dynamicznej, stabilności posturalnej oraz asymetrii.

Pomiar maksymalnych sił mięśniowych

Maksymalne siły mięśni prostujących i zginających podudzie w stawie kolanowym były mierzone przy użyciu urządzenia Kinvent K-Pull (Kinvent Biomechanics, Montpellier, Francja). Urządzenie było kalibrowane przed każdą sesją, a uczestnik wykonywał 10 minutową rozgrzewkę na rowerku stacjonarnym. W przypadku pomiaru maksymalnej siły mięśnia czworogłowego (prostowania) przy 90 stopniach, badany znajdował się w pozycji siedzącej ze zgiętym stawem biodrowym i kolanowym do 90 stopni. Pasek Kinvent K-Pull umieszczano wokół dystalnej części piszczeli w odległości 25-28 cm od jamy stawu kolanowego. Dla pomiarów maksymalnej siły mięśni zginających podudzie przy 30 i 90 stopniach kąta zgięcia w stawie kolanowym, badany znajdował się w pozycji leżenia przodem z paskiem wokół dystalnej części goleni. W każdej pozycji uczestnik wykonywał maksymalny dowolny skurcz przez 5 sekund, z przerwą 10 sekund pomiędzy próbami. Analizowane parametry obejmowały siłę szczytową (maksymalną), średnią siłę, wskaźnik asymetrii obliczany jako procentowa różnica między kończynami oraz stosunek

maksymalnej siły mięśnia czworogłowego do mięśni zginających podudzie. Pomiarów dokonano z dokładności $\pm 0,5\%$ oraz częstotliwości próbkowania 100 Hz.

Testy skocznościowe

Testy skocznościowe przeprowadzano w standardowych warunkach. Testy były przeprowadzone na płaskiej, antypoślizgowej powierzchni w obuwiu sportowym. Każdy test był wykonywany na obu kończynach – operowanej i nieoperowanej. Najlepszy wynik został wykorzystany do analizy. Test skoku na odległość (ang. *distance hop test*) wymagał, aby uczestnik skoczył do przodu na jednej kończynie tak daleko, jak to możliwe, zachowując po skoku równowagę przez dwie sekundy. Odległość pięty od linii startu zmierzono w centymetrach. Test skoków bocznych (ang. *side to side test*) polegał na wykonaniu jak największej liczby skoków bocznych między dwoma liniami umieszczonymi 40 cm od siebie w ciągu 30 sekund. Liczone były tylko poprawne powtórzenia bez nastąpienia na linie. Test skoku pionowego (ang. *vertical jump test*) mierzył maksymalną wysokość skoku na jednej kończynie, rejestrowaną w centymetrach za pomocą analizy wideo w zwolnionym tempie przy użyciu aplikacji My Jump 2. Parametry uwzględnione w analizie panelu testów skocznościowych obejmowały odległość skoku, wysokość skoku oraz liczbę skoków bocznych. Wskaźnik symetrii kończyn (LSI) był obliczany jako procent, aby porównać operowaną i nieoperowaną kończynę.

Analiza statystyczna

Analiza danych została przeprowadzona przy użyciu oprogramowania Statistica 13 (TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA) przez autorkę pracy ze współpracy z promotorem. W przypadku więzadła natywnego, dane zostały przeanalizowane pod kątem normalności rozkładu za pomocą testu Shapiro-Wilka. Wyniki poddano procedurze logarytmu naturalnego, aby uzyskać rozkład normalny. Każdy parametr został opisany za pomocą statystyki opisowej (średnia i odchylenie standardowe), a test Levene'a zastosowano w celu oceny jednorodności wariancji. W przypadku więzadła zrekonstruowanego wartości ocenianych zmiennych w poszczególnych punktach czasowych opisano za pomocą mediany, zakresu oraz kwartyli z powodu braku normalności rozkładu. W celu porównania wartości poszczególnych zmiennych między grupą kontrolną a badaną w kolejnych punktach czasowych użyto testu Manna-Whitneya. Zastosowano ANOVA Friedmana do analizy zmian w czasie. Dla więzadła natywnego, przeprowadzono ANOVA dla wieloczynnikowych analiz, gdzie proksymalna, środkowa i

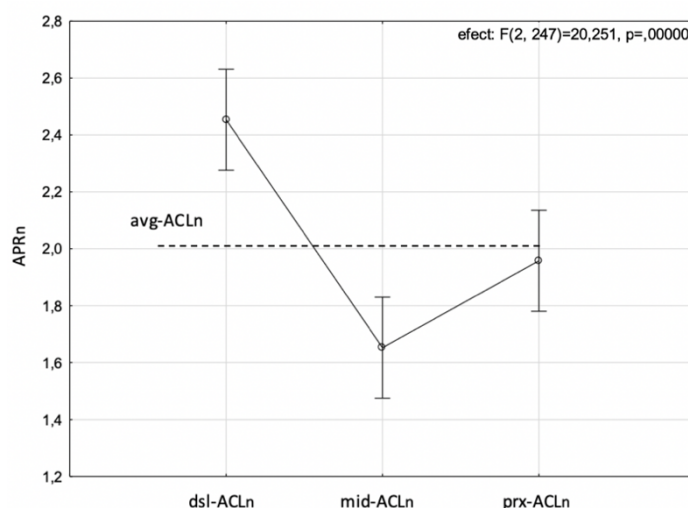
dystalna część ACL były zmiennymi zależnymi, a zmiennymi niezależnymi były pomiary oraz testy dotyczące wieku, płci, stosunku kości udowej do piszczelowej (FT), uszkodzenia łąkotec oraz ból rzepkowo-udowy. Istotność statystyczna różnic była oceniana za pomocą testu post hoc HSD Tukeya, Użyto testu ANOVA dla efektów głównych i efektów interakcji. Dla uniknięcia błędu statystycznego zastosowano poprawkę Bonferroniego.

W analizie dla więzadła natywnego i więzadła zrekonstruowanego przeprowadzono także analizy mocy prób, a zmienność wewnątrz- i międzyobserwacyjna dotycząca umiejscowienia „regionów zainteresowania” (ROI) została zmierzona przy użyciu współczynnika ang. *inter-class* z 95% przedziałem ufności (95%CI). Istotność statystyczną uznano przy wartościach $p < 0,05$; poprawka Bonferroniego dla wielokrotnych porównań była stosowana podczas interpretacji wyników, a wykresy wykonano przy użyciu programu Microsoft Excel. Aby umożliwić porównanie danych między różnymi wynikami, w raportowanych wynikach przedstawiono również średnie i odchylenia standardowe, mimo że nie zawsze spełniano założenia metod parametrycznych. W ocenie zależności pomiędzy parametrami z badania klinicznego, radiologicznego oraz czynnikami analizy funkcjonalnej, na wstępnym etapie oceniono rozkład badanych zmiennych za pomocą testu Shapiro-Wilka oraz sprawdzono równość wariancji przy użyciu testu Levene’a. W zależności od charakteru danych oraz spełnienia założeń rozkładu normalnego, do porównań zmiennych zależnych zastosowano test t-Studenta, dla prób zależnych nieparametrycznych test Wilcoxon. W przypadkach wymagających porównań między niezależnymi grupami zastosowano test Manna-Whitneya. Zależności między zmiennymi oceniano przy użyciu współczynnika korelacji rang Spearmana lub współczynnika korelacji Pearsona – wybór metody był uzależniony od rozkładu i skali danych. Za istotne statystycznie uznawano wartości $p < 0,05$; w przypadku wielokrotnych porównań zastosowano poprawkę Bonferroniego. Wykresy wykonano przy użyciu programu Microsoft Excel.

4. WYNIKI

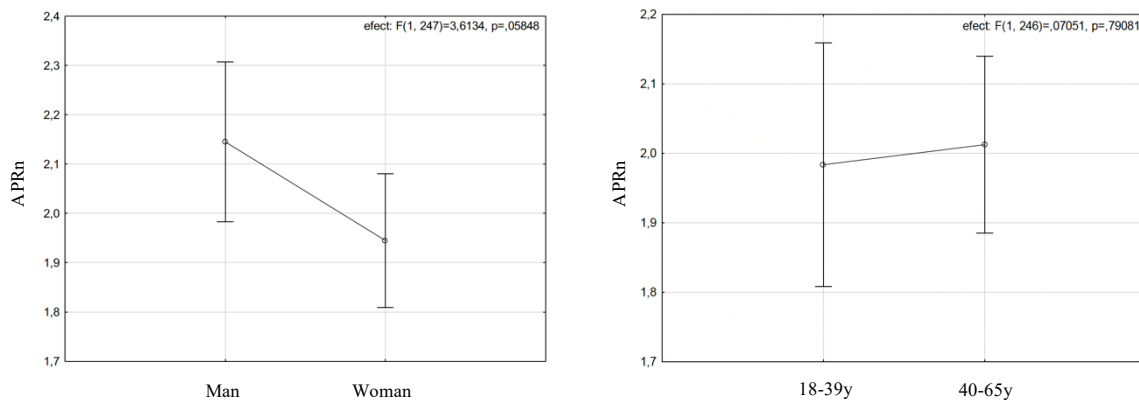
4.1 Intensywność sygnału więzadła natywnego

Analiza ANOVA wykazała statystycznie istotną różnicę mierzoną za pomocą testu post hoc HSD Tukeya między proksymalną, środkową i dystalną częścią więzadła (F(2,247)=20,251, p<0,0001) (Ryc.6), jednak nie stwierdzono wpływu wieku ani płci na te parametry (Ryc.7). Nie zaobserwowano korelacji między natywnym ACL, a wiekiem, płcią, uszkodzeniem łątki czy interakcjami dotyczącymi bólu rzepkowo-udowego. Stosunek APR (stosunek sygnału -SI- więzadła krzyżowego przedniego/tylnego) proksymalnej części (APRn prx) wyniósł $1,96 \pm 0,78$, środkowej części (APRn mid) był równy $1,65 \pm 0,6$, a w części dystalnej (APRn dsl) osiągnął wartość $2,45 \pm 1,03$. Oznacza to, że sygnał natywnego ACL był od 1,65 do 2,45 razy bardziej intensywny niż sygnał natywnego PCL. Średnia wartość (linia przerywana – Ryc.5) dla trzech punktów pomiarowych (dsl, mid, prx) wyniosła $2,02 \pm 0,68$. Część dystalna (dsl)- piszczelowa natywnego ACL miała znacząco wyższą znormalizowaną intensywność sygnału w porównaniu do części udowej- proksymalnej- (prx), różniąc się o 20% (p<0,0001). Średnia intensywność sygnału proksymalnej części była wyższa niż w regionie środkowym (p<0,0001), natomiast średnia znormalizowana intensywność sygnału w środkowej części była znacząco niższa niż w dystalnym regionie (p<0,0001).



Ryc. 6. Różnice segmentarne w native ACL. SI znormalizowane do PCL (APRn).

Native ACL- więzadło krzyżowe przednie zdrowe, nieuszkodzone, APRn- stosunek sygnału więzadła (SI) krzyżowego przedniego natywnego do krzyżowego tylnego (PCL), avg-ACLn- średnia sygnału z 3 części więzadła natywnego, dsl-ACLn- część dystalna natywnego ACL, mid-ACLn- część środkowa natywnego ACL, prx-ACLn- część proksymalna natywnego ACL



Ryc.7. Korelacja między wiekiem, płcią a SI native ACL, znormalizowanym do PCL (APRn). SI (ang. *signal intensity*)- intensywność sygnału mierzona w MRI, Native ACL- więzadło krzyżowe przednie zdrowe, nieuszkodzone, APRn- stosunek sygnału więzadła (SI) krzyżowego przedniego natywnego do krzyżowego tylnego (PCL)

4.2 Intensywność sygnału przeszczepu więzadła krzyżowego przedniego

Mediana intensywności sygnału zmieniała się w proksymalnej, środkowej i dystalnej części przeszczepu ACL w ciągu kolejnych miesięcy. Zmiana miała charakter nieliniowy: najbardziej intensywny okres remodelingu dla wszystkich części przeszczepu wystąpił 6 miesięcy po operacji (Ryc. 8 i 9). Współczynnik APR (stosunek więzadła krzyżowego przedniego/tylnego) dla wszystkich sekcji przeszczepu, z wyjątkiem jednej (dystalnej części w 3. miesiącu), był znacząco wyższy w każdym punkcie czasowym w porównaniu do grupy referencyjnej (Tab. 3). Pomiędzy 3. a 6. miesiącem intensywność sygnału znacząco wzrosła, a następnie zaczęła maleć, jednakże w 9. miesiącu nadal pozostawała na wysokim poziomie. Między 6. a 12. miesiącem po rekonstrukcji zaobserwowano znaczącą poprawę sygnału w części proksymalnej, środkowej oraz dystalnej. Dwanaście miesięcy po rekonstrukcji ACL intensywność sygnału nie osiągnęła jeszcze wartości charakterystycznych dla natywnego ACL (62-70%), natomiast po 24 miesiącach intensywność sygnału w przeszczepie nie różniła się istotnie od wartości więzadła natywnego w grupie referencyjnej (Tab.3). Należy jednak zauważyć, że wartości sygnału po 12 miesiącach oceniano na mniejszej grupie pacjentów. Żaden z pacjentów nie doświadczył zerwania bądź częściowego uszkodzenia przeszczepu w okresie prowadzonych obserwacji.

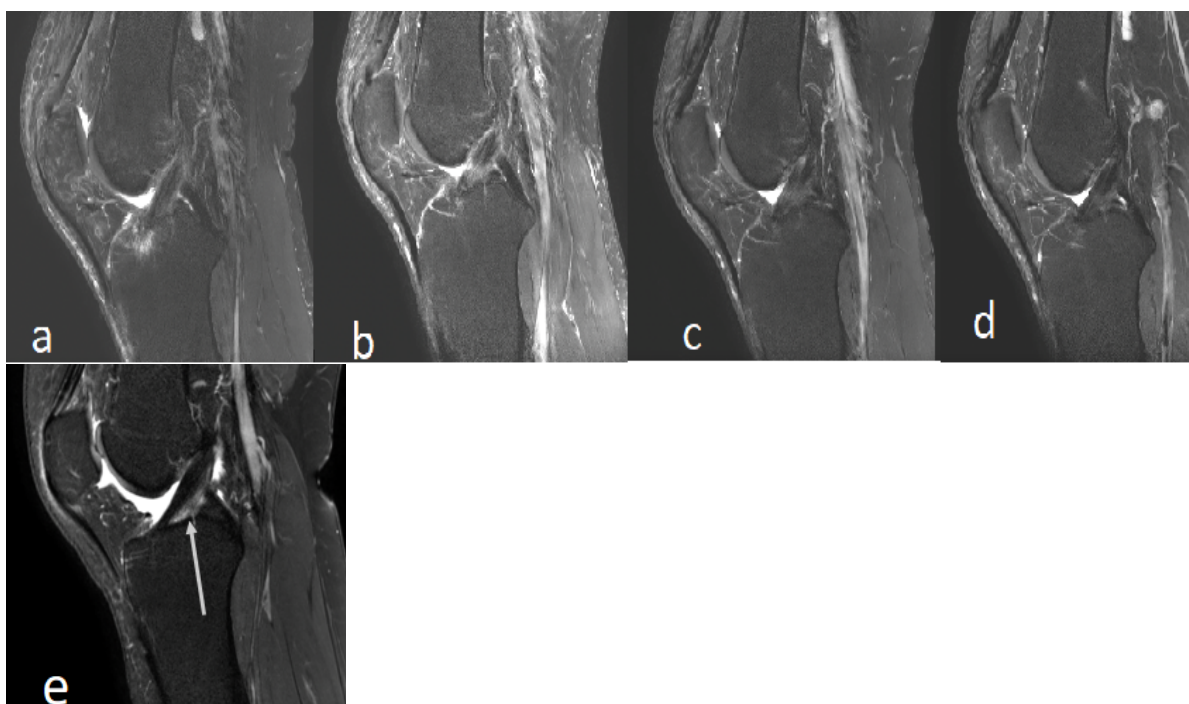
Tab. 3. Mediana (zakres międzykwartylowy) dla punktów końcowych ocenianych w tym badaniu w poszczególnych punktach czasowych.

Grupa	Punkt czasowy	Total number of patients	Number of complete cases after excluding outliers (± 2 SD)	ACL dsl	ACL mid	ACL prx	PCL	APR dsl	APR mid	APR prx
Natywny ACL	Pojedyn.	86	86	175.49 (89.70 – 264.35)	114.406 (68.32 – 191.75)	150.16 (77.98 – 209.31)	75.58 (43.34 – 115.25)	2.38 (1.74 – 2.96)	1.55 (1.18 – 2.04)	1.84 (1.39 – 2.51)
	3 miesiąc	75	42	146.75 (102.53 – 206.66)	173.51 (115.26 – 263.59)	158.51 (98.53 – 236.56)	65.00 (40.97 – 84.68)	2.24 (1.68 – 4.16)	2.87 (2.01 – 4.17)	2.35 (1.79 – 3.80)
	wartość p*			–	–	–	–	0.794 (1.60-3.41)	0.000000026 (2.00-3.95)	0.0021 (1.82-3.41)
Graft (ACL zrekonstruowany)	6 miesiąc	60	30	198.65 (102.65 – 298.05)	231.68 (147.75 – 275.31)	185.96 (137.33 – 274.92)	62.88 (43.95 – 79.41)	3.92 (2.62 – 4.84)	3.69 (2.99 – 4.36)	3.34 (2.47 – 4.62)
	wartość p*			–	–	–	–	0.0000061 (1.99-4.40)	6.3147496 (2.77-4.16)	0.000000016 (2.48-3.88)
	9 miesiąc	45	17	197.32 (128.77 – 370.05)	192.38 (135.89 – 299.40)	174.17 (129.25 – 255.80)	66.32 (55.59 – 83.24)	3.56 (2.63 – 4.86)	3.33 (2.57 – 3.85)	2.94 (1.9 – 4.06)
	wartość p*			–	–	–	–	0.00028 (2.10-4.28)	0.0000000037 (2.36-3.37)	0.00012 (1.91-3.10)
	12 miesiąc	44	18	188.58 (148.13 – 316.40)	189.31 (149.89 – 233.74)	164.92 (111.34 – 205.38)	64.69 (53.39 – 75.54)	3.55 (2.40 – 4.08)	2.83 (2.33 – 3.77)	2.58 (1.68 – 3.64)
	wartość p*			–	–	–	–	0.00269 (1.71-4.08)	0.000000060 (1.97-3.29)	0.0040 (1.65-3.45)
	wartość p**			0.09099	0.12176	0.11490	0.11243	0.09711	0.05692	0.02126
	18 miesiąc	8	4	197.08 (196.57 – 217.94)	146.89 (143.61 – 199.14)	134.45 (125.92 – 194.89)	67.70 (66.21 – 83.61)	2.61 (2.2 – 3.38)	2.38 (2.22 – 2.47)	2.13 (1.99 – 2.18)
	wartość p*			–	–	–	–	0.536 (2.94-3.58)	0.128 (1.90-2.62)	0.213 (1.97-2.40)
	24 miesiąc	6	4	212.41 (179.95 – 212.48)	182.74 (150.25 – 189.25)	160.10 (139.73 – 177.20)	82.65 (72.39 – 94.94)	2.24 (2.15 – 2.72)	1.82 (1.55 – 1.92)	1.93 (1.57 – 2.49)
wartość p*			–	–	–	–	0.855 (2.10-2.77)	0.233 (1.55-2.08)	0.828 (1.45-2.12)	

ACL- więzadło krzyżowe przednie, dsl- dystalny, mid- środkowy, prx- proksymalny, PCL- więzadło krzyżowe tylne, APR- stosunek ACL/PCL. Mediana APR w grupie badanej w porównaniu do grupy referencyjnej (test U Manna-Whitneya). ** Zmiana w czasie (ANOVA Friedmana)

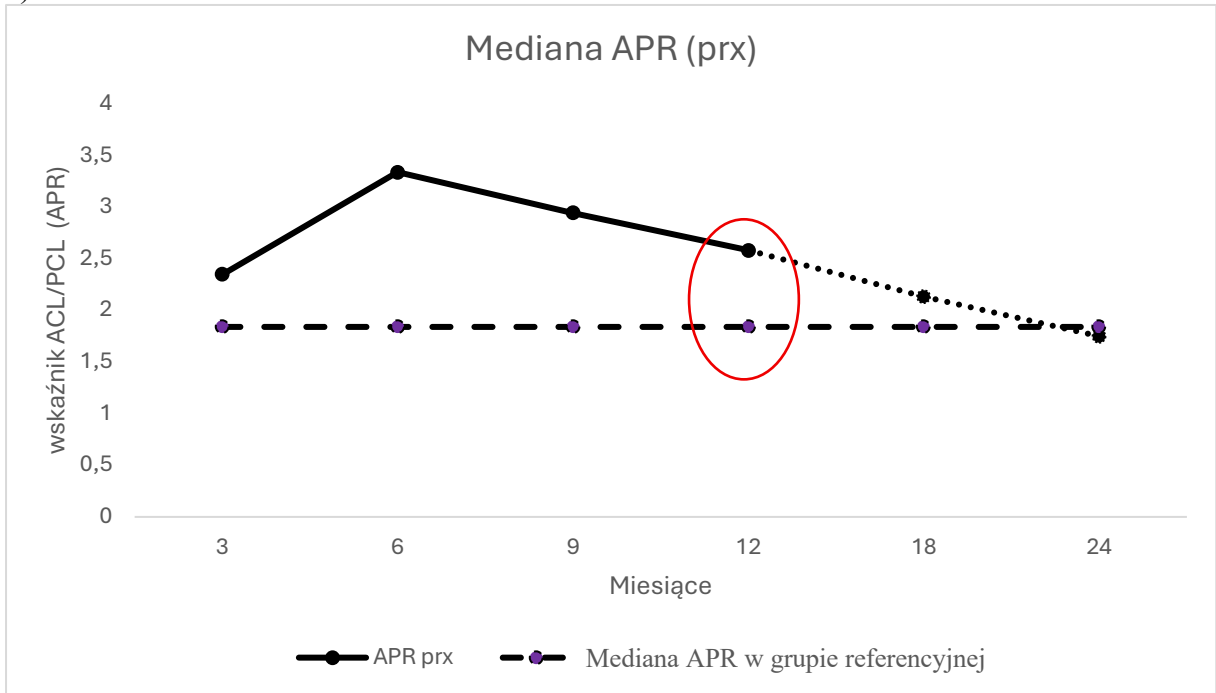
Tab. 4. Zmiana w APR w czasie dla każdego pacjenta z całej populacji tego badania, dla którego wykonano odpowiadające pary pomiarów do 12. miesiąca obserwacji.

Różnica (Δ)	Miesiąc 6 i 3			Miesiąc 9 i 6			Miesiąc 12 i 9		
	Total								
Sekcja	dsl	mid	prx	dsl	mid	prx	dsl	mid	prx
N	54	54	54	33	33	33	28	28	28
Mediana, IQR	1.1 (-0.5 – 2.2)	0.5 (-0.7 – 1.4)	0.6 (-0.4 – 1.8)	0.1 (-1.6 – 0.9)	-0.4 (-1.3 – 0.3)	-0.4 (-1.1 – 0.4)	-0.4 (-1.1 – 1.0)	0.2 (-0.9 – 0.3)	0.0 (-1.0 – 0.7)
$\Delta > 0$									
N [%]	34 (63.0)	33 (61.1)	34 (63.0)	17 (51.5)	21 (63.6)	21 (63.6)	16 (57.1)	16 (57.1)	15 (53.6)
Mediana, IQR	1.9 (1.2 – 3.4)	1.0 (0.5 – 2.1)	1.6 (0.7 – 2.9)	0.9 (0.5 – 2.1)	0.5 (0.2 – 1.2)	0.8 (0.2 – 1.6)	1.2 (0.6 – 1.9)	0.4 (0.2 – 1.5)	0.5 (0.4 – 0.9)
$\Delta \leq 0$									
N [%]	20 (37.0)	21 (38.9)	20 (37.0)	16 (48.5)	12 (36.4)	12 (36.4)	12 (42.9)	12 (42.9)	13 (46.4)
Mediana, IQR	-0.8 (-2.8 – -0.3)	-1.4 (-2.6 – -0.5)	-1.0 (-2.2 – -0.2)	-1.4 (-3.0 – -0.8)	-1.0 (-2.3 – -0.4)	-0.8 (-1.5 – -0.4)	-1.0 (-2.6 – -0.6)	-0.7 (-1.3 – -0.4)	-1.0 (-2.0 – -0.7)

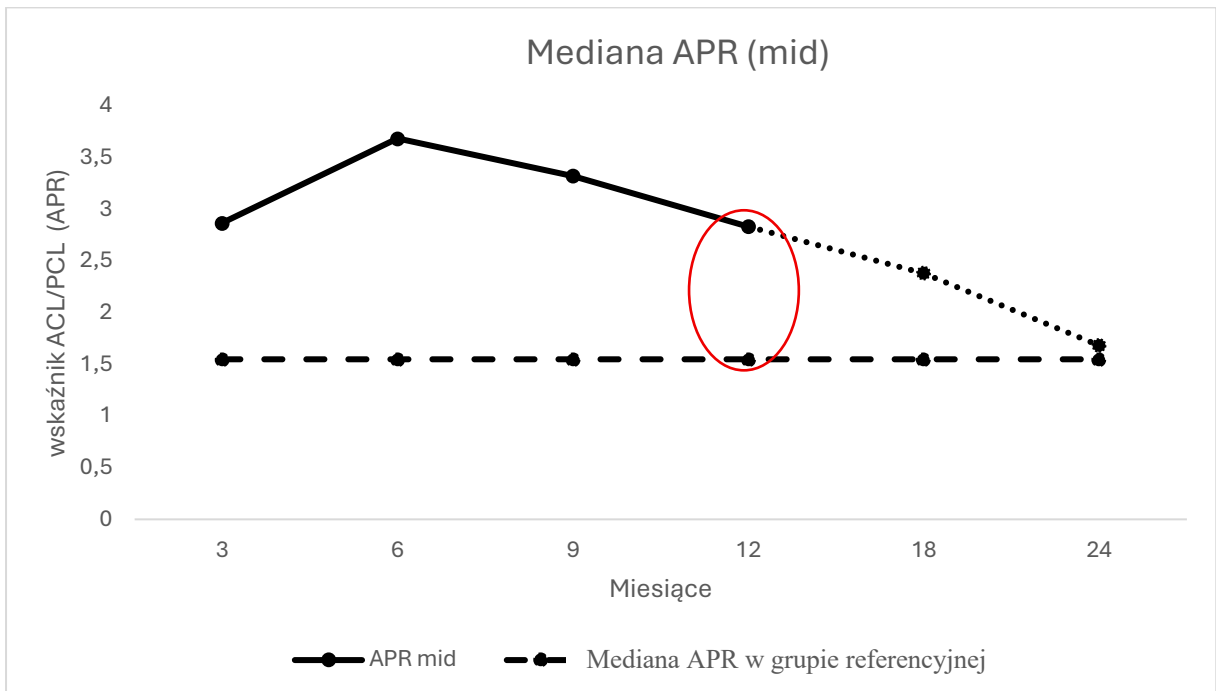


Ryc. 8. Obraz MRI w widoku strzałkowym stawu kolanowego. Proces dojrzewania przeszczepu ACL w 3 (a), 6 (b), 9 (c) i 12 (d) miesiącu po operacji M-ARS. Biała strzałka wskazuje na natywny ACL w zdrowym stawie kolanowym (e).

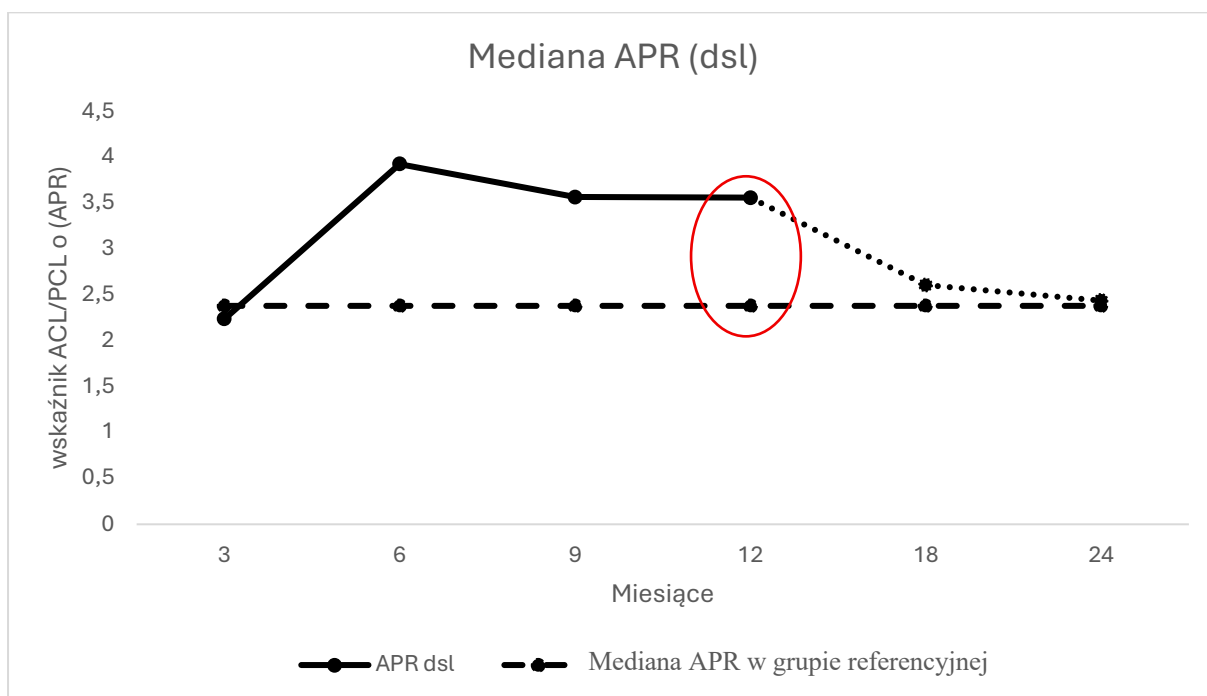
a)



b)



c)



Ryc. 9. Proces dojrzewania przeszczepu ścięgna czworogłowego w okresie od 3 do 24 miesięcy po operacji techniką M-ARS, wyrażony przez APR (stosunek więzadła krzyżowego przedniego/tylnego). Linie przerywane reprezentują zmniejszoną wielkość próby (Tab. 3). a) obszar proksymalny (prx) – pełny zestaw pacjentów z obserwacją przedłużoną do 24 miesięcy; b) obszar środkowy (mid) – pełny zestaw pacjentów z obserwacją przedłużoną do 24 miesiące; c) obszar dystalny (dsl) – pełny zestaw pacjentów z obserwacją przedłużoną do 24 miesięcy

4.3 Ocena funkcjonalna pacjentów 12 miesięcy po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

W niniejszym badaniu oceniano funkcję stawu kolanowego w kontekście parametrów strukturalnych u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (ACL). Szczegółowy podział przedstawiono w Tabeli 5.

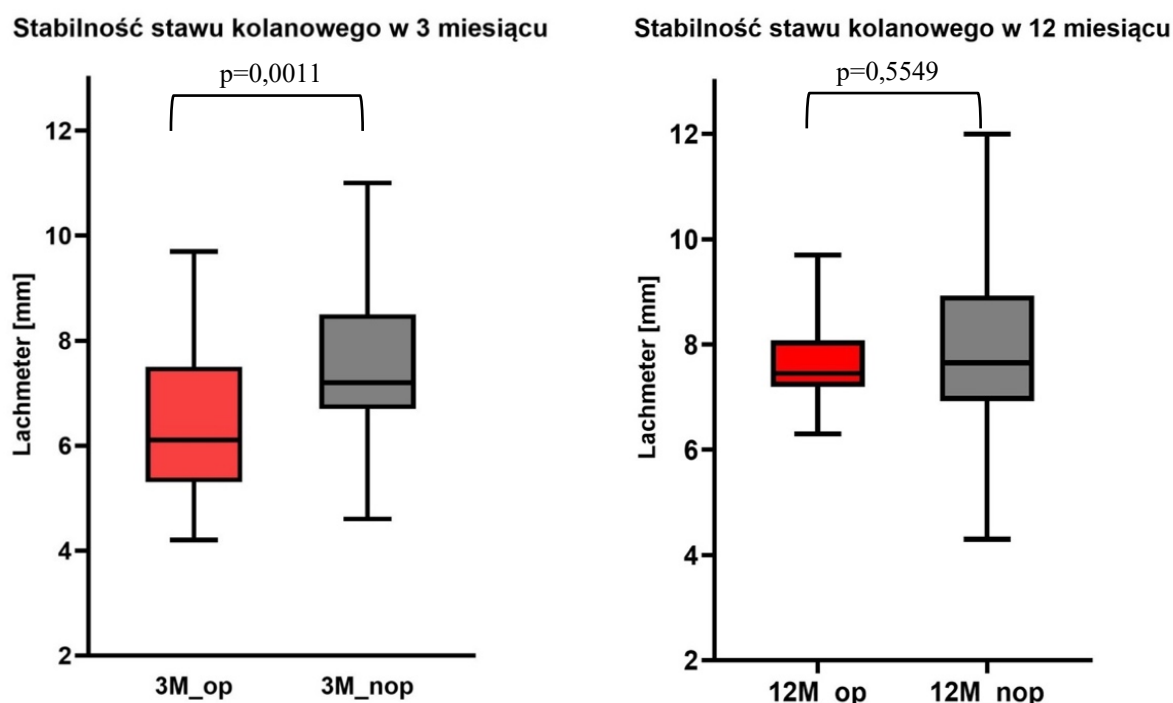
Tab.5. Szczegółowy podział badanych parametrów w kontekście oceny funkcji stawu kolanowego.

Badanie kliniczne	Ocena strukturalna (w rezonansie magnetycznym)	Badanie funkcjonalne
1.Stabilność stawu kolanowego*	1.Wskaźnik ACL/PCL (APR)** 2.Parametr Udo-Piszczel (FT) **	1.Subiektywna ocena stawu kolanowego (Skala IKDC, Lysholm-Tegnera) 2.Maksymalne siły mięśniowe 3.Kontrola posturalna 4.Panel testów skocznościowych

* stabilność stawu kolanowego mierzona rolimetrem w 3 i 12 miesiącu po operacji w kończynie operowanej i nieoperowanej

** mierzone dla kończyny operowanej w 3 i 12 miesiącu po operacji

W badaniu stabilności klinicznej, mierzonej przez przemieszczenie piszczeli w kierunku przednim w odniesieniu do kości udowej za pomocą rolimetru, niższa wartość liczbowa tj. mniejsza translacja kości piszczelowej względem kości udowej do przodu oznacza korzystniejszy wynik stabilności. W 3 miesiącu po zabiegu (Ryc.10) kończyna operowana uzyskała niższe wartości parametru w porównaniu do kończyny nieoperowanej ($p=0,0011$). Pomiary różnicy stabilności w 3. i 12. miesiącu po rekonstrukcji wykazały średnią różnicę w kończynie operowanej względem kończyny nieoperowanej wynoszącą 1,59 mm ($\pm 1,50$) ($p=0,0024$). Na poziomie istotności statystycznej nie wykazano różnic między kończyną operowaną i nieoperowaną w 12 miesiącu po zabiegu ($p=0,5549$).



Ryc.10. Stabilność stawu kolanowego badana rolimetrem (Lachmeter) w 3 i 12 miesiącu w kończynie operowanej i nieoperowanej.

Mediana różnicy parametru udo- piszczel (FT) oceniana w rezonansie magnetycznym między 3 a 12 miesiącem wyniosła 0,54 ($p=0,101$).

Rok po artroskopowej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego oceniono funkcję stawu kolanowego za pomocą standaryzowanych, subiektywnych narzędzi pomiarowych. Średni wynik w skali IKDC (ang. *Subjective Knee Evaluation Form*) wyniósł $67,33 \pm 8,05$ punktu, co wg. klasycznej interpretacji wyników oceniane jest jako wynik dostateczny. Wyniki charakteryzowały się umiarkowaną zmiennością, a jedynie około 5%

uczestników osiągnęło wartości wskazujące na dobrą lub bardzo dobrą funkcję stawu (powyżej 85 punktów). W przypadku skali Lysholm-Turner, średnia wartość wyniosła 91,05 punktów \pm 10,23, co odzwierciedlało ogólnie dobrą ocenę objawów i funkcji stawu kolanowego, wskazującą na sporadyczne dolegliwości czy lekkie ograniczenia przy większym obciążeniu (Tab.6).

Tab.6. Charakterystyka subiektywnych skal oceny stawu kolanowego.

Skala	Średni wynik (pkt)	Odchylenie standardowe (SD)
IKDC	67,33	8,05
Lysholm-Turner	91,05	10,23

IKDC- subiektywna skala oceny stawu kolanowego

W badanej grupie pacjentów oceniono zakres ruchu w stawie kolanowym w aspekcie czynnego zgięcia, czynnego wyprostowania oraz możliwości przeprostu.

W analizie zakresu wyprostowania stwierdzono, że 90% badanych osiągało pełny wyprost od razu, natomiast 6,67% uzyskiwało go dopiero po krótkim czasie. Brak możliwości pełnego wyprostowania odnotowano jedynie u 3,33% osób. Dodatkowo 86,67% pacjentów wykazywało obecność swobodnego przeprostu (Tab. 7).

Tab.7. Charakterystyka deficytów (%) wyprostowania w stawie kolanowym operowanym w porównaniu do wartości referencyjnej.

Zakres ruchu	Staw kolanowy nieoperowany	Staw kolanowy operowany
Brak wyprostowania	0	3,33%
Wyprostowanie po chwili	0	6,67%
Wyprostowanie od razu	100%	90%

Średni zakres czynnego zgięcia w stawie kolanowym nieoperowanym wynosił $138,8^\circ \pm 6,6$ stanowiąc wartości referencyjne dla badanej grupy. Wartości w tej grupie charakteryzowały się niewielką zmiennością, a 82% pomiarów mieściło się w przedziale $130-150^\circ$. W kończynie operowanej średni zakres czynnego zgięcia był istotnie niższy i wynosił $129,0^\circ \pm 11,9$ ($p < 0,05$). Dodatkowa analiza rozkładu danych wykazała, że 41% pacjentów osiągnęło w stawie kolanowym operowanym zakres zgięcia zbliżony do kończyny nieoperowanej, natomiast 38% uzyskało wartości mieszczące się w przedziale $120-134$, odpowiadającym umiarkowanemu deficytowi. Pozostałe 21% pacjentów prezentowało zakres zgięcia poniżej 120 (Tab.8).

Tab.8 Charakterystyka zakresu ruchu zgięcia w badanej grupie.

Staw kolanowy	Średnia zgięcia (°)	Odchylenie standardowe (SD)
Nieoperowany	141,7	6,2
Operowany	131,5	14,8

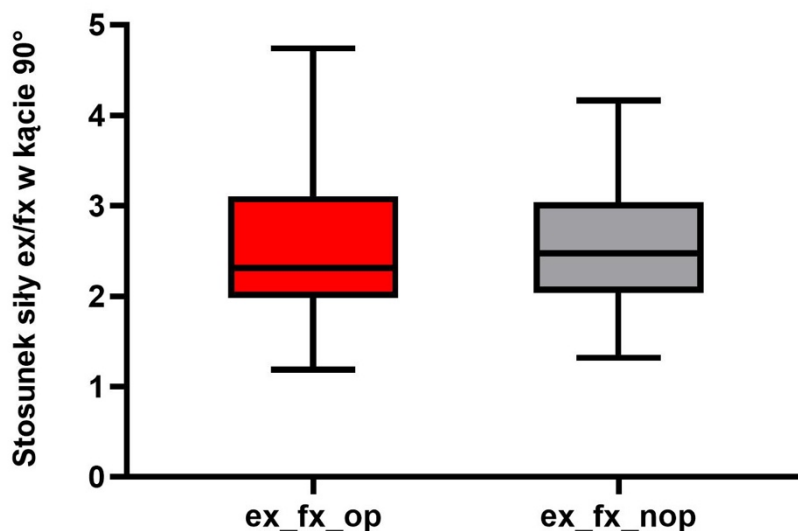
Rok po rekonstrukcji ACL, w warunkach izometrycznych oceniono maksymalne wartości sił mięśni prostujących stawy kolanowe w kącie 90° oraz zginaczy w kątach 30° i 90°, uzyskując we wszystkich pomiarach niższe wartości w kończynie operowanej. Największy deficyt stwierdzono w maksymalnej sile mięśni prostujących przy kącie zgięcia 90°, gdzie średnia szczytowa siła kończyny operowanej wyniosła 378,1 ± 125,6 N wobec 471,6 ± 128,7 N w kończynie nieoperowanej, co dało asymetrię na poziomie 19,81%. W przypadku mięśni zginających przy 90° różnica również była znacząca (159,05 N vs 191,6 N), z asymetrią 16,99%, natomiast w kącie 30° dysproporcje były wyraźnie mniejsze i wyniosły 6,69%, co sugeruje częściową normalizację siły mięśniowej w mniejszym zgięciu. Wyniki jednoznacznie wskazują, że największe deficyty po rekonstrukcji ACL dotyczą pracy mięśni prostujących oraz zginających w większym zakresie zgięcia podudzia w stawie kolanowym, podczas gdy w mniejszym zakresie ruchu obserwuje się częściowe wyrównanie siły. Szczegółowe dane przedstawiono w Tabeli 9.

Tab.9. Szczegółowa charakterystyka siły szczytowej (maksymalnej) mięśni stawu kolanowego.

Parametr	Średnia (N)	Odchylenie Standardowe (SD)	Asymetria (%)
max_fx_90_op	159,05	59,46	16,99
max_fx_90_nop	191,6	70,1	
max_fx_30_op	258	82	6,69
max_fx_30_nop	276,5	85,7	
max_ex_90_op	378,1	125,6	19,81
max_ex_90_nop	471,6	128,7	

Maksymalne siły mięśni zginających (fx) lub prostujących (ex) podudzie w stawie kolanowym w odpowiednim kącie 30° lub 90° w kończynie operowanej (op) lub nieoperowanej (nop)

Stosunek siły mięśni zginających do prostujących w kącie 90° (H:Q ratio) podudzie wyniósł w kończynie operowanej 0,42 i nie różnił się istotnie między kończynami 12 miesięcy po zabiegu.



Ryc.11. Stosunek maksymalnych sił mięśni zginających do mięśni prostujących podudzie w stawie kolanowym w kończynie operowanej i nieoperowanej.

ex_fx_op-stosunek maksymalnej wartości sił mięśni zginających do mięśni prostujących w stawie kolanowym w kończynie operowanej (ang. *extension to flexion- operation leg*), ex_fx_nop-stosunek maksymalnych sił mięśni zginających do mięśni prostujących w stawie kolanowym w kończynie nieoperowanej (ang. *extension to flexion- non-operation leg*)

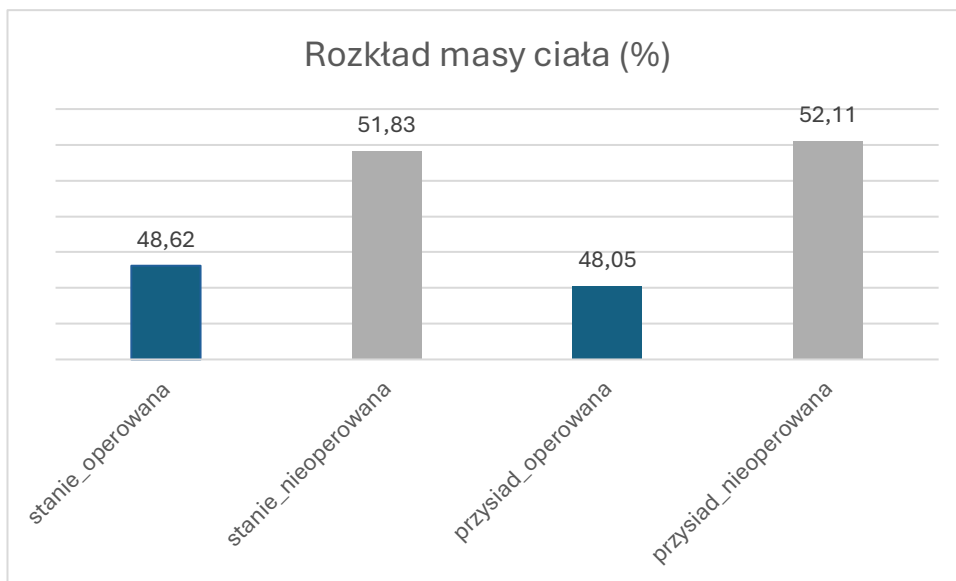
Tab.10. Korelacja maksymalnych sił mięśniowych w kątach zgięcia 30° 60° i 90° porządku rang Spearmana. Na czerwono wyróżniono korelacje umiarkowane ($|\rho| = 0,30-0,50$) i silne ($|\rho| > 0,50$).

Zmienna*	max_fx_90_op	max_fx_90_nop	max_fx_30_op	max_fx_30_nop	max_ex_90_op
max_fx_90_op	1	0,9426	0,8291	0,8284	0,6145
max_fx_90_nop	0,9426	1	0,853	0,8571	0,5895
max_fx_30_op	0,8291	0,853	1	0,9494	0,7437
max_fx_30_nop	0,8284	0,8571	0,9494	1	0,6405
max_asymetria_fx_30	-0,1166	-0,0889	-0,3023	-0,0704	-0,4923
max_ex_90_op	0,6145	0,5895	0,7437	0,6405	1
max_ex_90_nop	0,5933	0,61	0,7246	0,6384	0,7989

*Maksymalne siły mięśni zginających (fx) lub prostujących (ex) podudzie w stawie kolanowym w odpowiednim kącie 30° lub 90° w kończynie operowanej (op) lub nieoperowanej (nop)

**<4 brak do słaba korelacja, 0,4-0,59 umiarkowana korelacja, 0,6-0,79 silna korelacja, 0,8-1 bardzo silna korelacja

Średni rozkład masy między stroną operowaną, a nieoperowaną wyniósł odpowiednio ~49%:52% zarówno w trakcie stania jak i podczas wykonywania przysiadu tym samym wykazując nieistotne deficyty (Ryc.12).

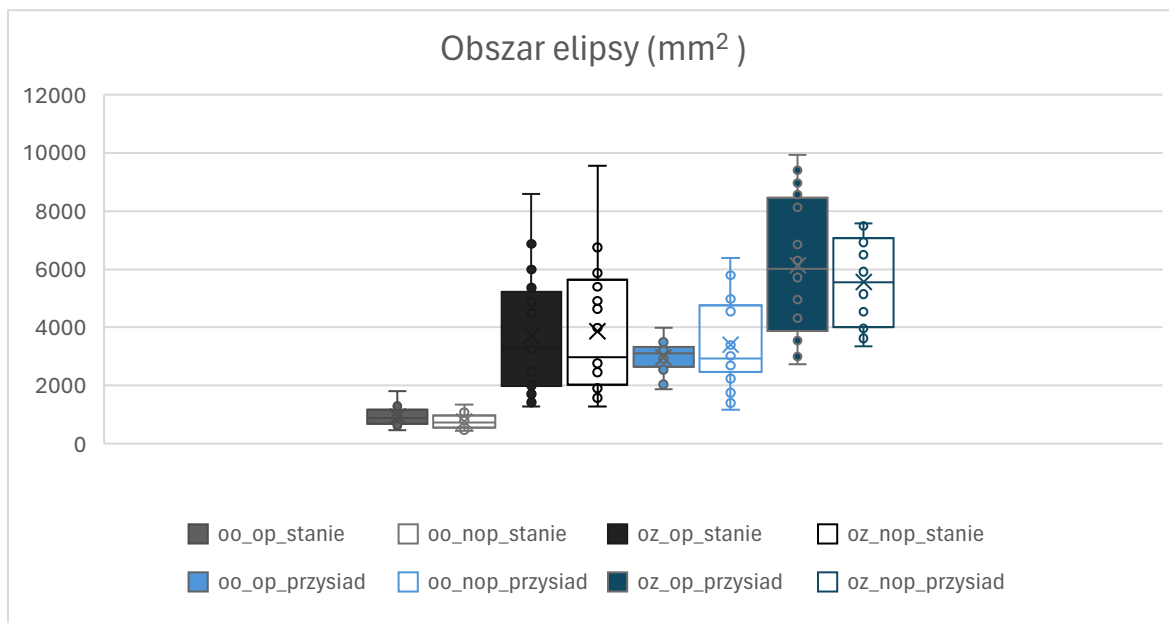


Ryc.12. Szczegółowy rozkład masy ciała (%).

W badaniu oceniano również kontrolę posturalną na podstawie obszaru elipsy wyznaczonej przez trajektorię środka nacisku stóp na podłoże podczas różnych zadań oraz asymetrii między kończyną operowaną a nieoperowaną. Analizowano zarówno warunki statyczne (stanie), jak i dynamiczne (przysiad), przy oczach otwartych i zamkniętych.

W warunkach statycznych z oczami otwartymi wartości elips były najniższe ze wszystkich ocenianych prób. Przy oczach otwartych średnia wyniosła $878 \text{ mm}^2(\pm 376)$ dla kończyny operowanej oraz $792 \text{ mm}^2(\pm 306)$ dla nieoperowanej, natomiast asymetria osiągnęła 9,8%. Podczas stania z zamkniętymi oczami powierzchnia elipsy zwiększała się istotnie do $4521 \text{ mm}^2(\pm 2102)$ i $4258 \text{ mm}^2(\pm 2070)$, przy jednoczesnej redukcji asymetrii do 5,8%.

W analizie kontroli posturalnej w warunkach dynamicznych, najwyższe wartości uzyskano w zadaniu przysiadu wykonywanego przy zamkniętych oczach. W tej próbie średnia powierzchnia elipsy dla kończyny operowanej wyniosła $6465 \text{ mm}^2(\pm 1683)$, a dla nieoperowanej $5576 \text{ mm}^2(\pm 1436)$, co stanowiło największy zakres wychwiał środka nacisku stóp na podłoże w całym zestawie pomiarów. Wartości te były istotnie wyższe od tych rejestrowanych w pozostałych zadaniach ($p < 0,05$). W przysiadzie z oczami otwartymi względem przysiadu z oczami zamkniętymi (12,3% vs. 13,7%) nie wykazano istotnej różnicy w wielkości asymetrii między stronami natomiast wykazano istotną różnicę w wartościach bezwzględnych wielkości powierzchni elipsy ($p < 0,05$). Szczegółowe dane ze wszystkich pomiarów przedstawiono na Ryc.13 oraz Tab. 11.



Ryc.13. Wielkość (mm²) obszaru elipsy środka ciężkości podczas zadań statycznych oraz dynamicznych w rozróżnieniu na kończynę operowaną i nieoperowaną.

Obszar elipsy dla zadań stania i przysiadu z oczami otwartymi (oo) oraz zamkniętymi (oz) dla kończyny operowanej (op) oraz nieoperowanej (nop)

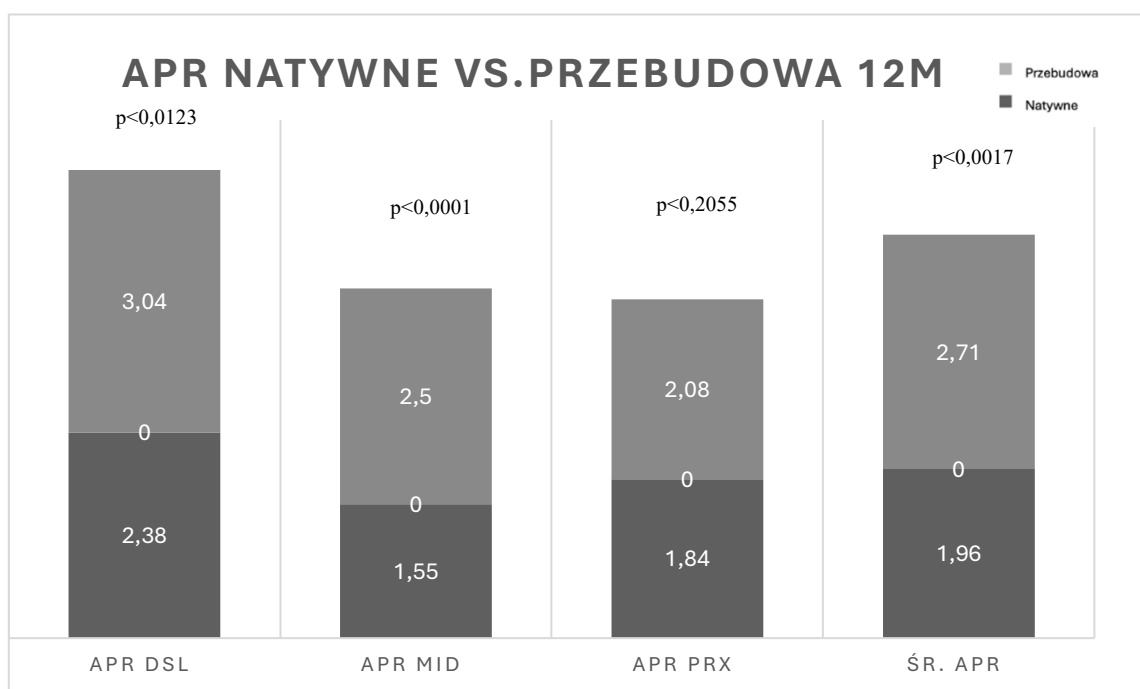
Tab. 11. Szczegółowa charakterystyka obszaru elipsy wyznaczonego na podstawie środka parcia stóp na podłoże podczas różnych zadań funkcjonalnych.

Zadanie funkcjonalne	Średnia (mm ²)	Odchylenie standardowe (SD)	Asymetria (%)
oo_op_stanie	878	376	
oo_nop_stanie	792	306	9,8
oz_op_stanie	4521	2102	
oz_nop_stanie	4258	2070	5,8
oo_op_przysiad	3115	1206	
oo_nop_przysiad	3552	1906	12,3
oz_op_przysiad	6465	1683	
oz_nop_przysiad	5576	1436	13,7

Obszar elipsy dla zadań stania i przysiadu z oczami otwartymi (oo) oraz zamkniętymi (oz) dla kończyny operowanej (op) oraz nieoperowanej (nop)

Dla oceny skoczności obliczono wskaźnik symetrii kończyn (LSI ang. *Lateral Symmetry Index* dzieląc wynik kończyny operowanej przez wynik kończyny nieoperowanej, a następnie mnożąc przez sto – rezultatem jest procentowy stosunek osiągnięcia kończyny operowanej względem zdrowej. Dla testu skoku do przodu (ang. *distance hop test*) średnia długość skoku kończyny operowanej wyniosła $119,3 \pm 41$ cm, a dla kończyny nieoperowanej $148,75 \pm 36,25$ cm. Zaobserwowany Lateral Symmetry Index (LSI) dla tego testu wyniósł 80,2%. LSI w teście skoków bocznych (ang. *side to side test*) wyniósł 75% pionowym wyskoku natomiast, najniższe wartości uzyskano w próbie wyskoku do góry (ang. *vertical jump*) 68%.

Po 12 miesiącach od zabiegu rekonstrukcji w grupie badanej funkcjonalnie oceniono także szczegółowo stopień przebudowy graftu oraz szukano korelacji z przebadanymi parametrami funkcjonalnymi. Stopień przebudowy graftu w grupie badanej funkcjonalnie został oceniony na poziomie 62% (2,71:1,96) w porównaniu do mediany wartości więzadła natywnego. Sygnał graftu w części dystalnej (APRdsl) osiągnął najwyższe wartości sygnału ze wszystkich badanych segmentów więzadła. Szczegółowe dane przedstawiono na Ryc. 14.



Ryc. 14. Stosunek wskaźnika sygnału więzadła (APR) dla więzadła natywnego oraz graftu w 12 miesiącu po zabiegu rekonstrukcji.

APR dsl- wskaźnik sygnału dla części dystalnej, APR mid-wskaźnik sygnału dla części środkowej, APR prx-wskaźnik sygnału dla części proksymalnej, ŚR. APR- średnia z 3 części (dsl, mid, prx)

W badanej grupie nie uzyskano korelacji między wskaźnikiem APR (stopień przebudowy), a parametrami funkcjonalnymi. Uzyskane korelacje przedstawiono w Tabeli 12.

Tab.12. Korelacje rang Spearmana (ρ) między wskaźnikami APR odzwierciedlającym stopień przebudowy w poszczególnych segmentach przeszczepu (część proksymalna, środkowa, dystalna). Na czerwono wyróżniono korelacje umiarkowane ($|\rho| = 0,30-0,50$) i silne ($|\rho| > 0,50$).

Zmienna	APR_dsl	APR_mid	APR_prx
APR_dsl	1	0,7206	0,7009
APR_mid	0,7206	1	0,6519
APR_prx	0,7009	0,6519	1
APR_śr.	0,9413	0,8227	0,7798

*<4 brak do słaba korelacja, 0,4-0,59 umiarkowana korelacja, 0,6-0,79 silna korelacja, 0,8-1 bardzo silna korelacja

APR dsl- wskaźnik sygnału dla części dystalnej, APR mid-wskaźnik sygnału dla części środkowej, APR prx-wskaźnik sygnału dla części proksymalnej, APR śr.- średnia z 3 części (dsl, mid, prx)

Nie stwierdzono korelacji pomiędzy badaniami klinicznymi a parametrami strukturalnymi oraz funkcjonalnymi. Nie uzyskano silnej korelacji pomiędzy wynikami subiektywnej oceny stawu kolanowego IKDC a parametrami funkcjonalnymi, a także brak korelacji między parametrami strukturalnymi a subiektywną oceną stawu kolanowego.

5. DYSKUSJA

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego (ACL) jest jednym z najczęściej przeprowadzanych zabiegów ortopedycznych, mających na celu przywrócenie stabilności stawu kolanowego oraz poprawę funkcji kończyny dolnej. Mimo postępu medycyny ortopedycznej, stopień ponownych zerwań pozostaje na wysokim poziomie. Ponadto, wskaźnik powrotu do sportu na poziomie sprzed urazu wciąż oscyluje na niezadowalająco niskim poziomie, między 50 a 60% (Farinelli i wsp., 2023). Wiele znanych czynników wpływa na tak niekorzystne statystyki, jednak mało rozważań prowadzi się w obszarze biologicznego procesu gojenia w kontekście powrotu do sportu oraz gotowości zarówno struktury, jak i funkcji pacjenta. Proces gojenia przeszczepu ACL jest skomplikowany ze względu na długi czas trwania oraz trudności w monitorowaniu go, a wpływ na jego powodzenie zależy nie tylko od jakości przeprowadzonego zabiegu, ale przede wszystkim od przyjętej strategii postępowania rehabilitacyjnego. Kluczowym aspektem ustalania skuteczności leczenia jest więc ocena dojrzałości strukturalnej przeszczepu, która ma dalej istotny wpływ na funkcjonalną odbudowę sprawności pacjentów po zabiegu. Rozwinięcie poniższej dyskusji pozwoli na głębsze zrozumienie tych zjawisk, opierając się na analizie dojrzałości strukturalnej więzadła krzyżowego przedniego. W celu lepszego zrozumienia przebudowującego się przeszczepu, postanowiono najpierw zbadać cechy, jakie prezentuje więzadło natywne, zdrowe, aby następnie móc dalej analizować proces przebudowy więzadła zrekonstruowanego i odnieść obserwacje do funkcji pacjentów.

Testy biomechaniczne więzadła „in vivo” oraz spojrzenie na przeszczep w sposób inwazyjny, by precyzyjnie ocenić jego wytrzymałość oraz gotowość na aktywności na wysokim poziomie, nie są możliwe do przeprowadzania rutynowo u ludzi. Alternatywą dla analizy histologicznej, w celu oceny więzadła, pozostaje rezonans magnetyczny (Ma i wsp., 2013; Aitchison i wsp., 2021). MRI jest powszechnie stosowanym narzędziem klinicznym służącym do oceny uszkodzeń tkanek miękkich. Choć powszechność stosowania MRI w celach diagnostycznych jest niepodważalna, tak rutynowa ocena gojącego się więzadła u każdego pacjenta jest rzadkością, a prowadzone badania i dostęp do wyników realizowane są tylko w ramach grantów na potrzeby naukowe, co nie ma jeszcze powszechnego zastosowania w podejściu klinicznym. Ustalono, że aktualnie 4% chirurgów uważa wygląd przeszczepu ACL w MRI za kryterium, na podstawie którego podejmowane są decyzje o powrocie do sportu (Petersen i wsp., 2013). Parametrem wykorzystywanym w rezonansie magnetycznym do oceny tkanki miękkiej jest tzw. intensywność sygnału SI (ang. *signal*

intensity). Weiler i wsp. (2001) w badaniach na owcach wykazali, że możliwe jest przewidywanie unaczynienia przeszczepu i parametrów biomechanicznych na podstawie parametrów uzyskanych z MRI. Odkryli, że wyższe SI oznacza mniej dojrzały przeszczep, co sprawia, że jest bardziej narażony na ponowne zerwanie. Obserwowali zwiększone wartości SI między 6 tygodniem, a 3 miesiącami po operacji, po których następował spadek trwający od 6 miesięcy do 2 lat. W tym okresie nie zaobserwowano istotnych różnic w sile sygnału SI w MRI, a tkanka przeszczepu wydawała się porównywalna z natywnym ACL. Co więcej, MRI z kontrastem z użyciem gadolinu pokazało dokładniej, że sygnał przeszczepu stał się porównywalny z sygnałem natywnego ACL dopiero po 24 miesiącach. Udowodniono, że objętość i wartości skali szarości są predyktorami tych procesów w badaniach na modelach zwierzęcych. Czas relaksacji T2* koreluje z poziomem organizacji tkanki i dobrze nadaje się do obrazowania wysoko zorganizowanych struktur kolagenowych. Biercevicz i wsp., (2015) zastosowali SI w MRI (w skali szarości) w modelach świń (miniaturowych yorkach), aby pokazać strukturę więzadeł i przewidzieć ich proces gojenia w czasie. Piętnaście tygodni po zabiegu przeszczepu miały znacznie wyższą medianę wartości w skali szarości niż po 52 tygodniach. Wzrost znormalizowanej SI powiązano ze zmianami histologicznymi w ACL, w tym obecnością komórek zapalnych, aktywnie syntetyzujących fibroblastów oraz obniżonym poziomem kolagenu i organizacji naczyń krwionośnych. Jednak biomechaniczne, biologiczne i funkcjonalne różnice między modelami zwierzęcymi a ludzkimi, utrudniają w pełni wiarygodne przeniesienie tych odkryć na kliniczną opiekę nad pacjentami z urazami ACL, dlatego też wymagają osobnych badań. Ponieważ MRI wydaje się być użytecznym, a zarazem nieinwazyjnym narzędziem, coraz więcej badaczy zaczęło oceniać cechy przeszczepów ACL u ludzi przy użyciu tej metody. Dopiero w ostatnich latach intensywność sygnału stała się szerzej stosowanym parametrem w badaniach analizujących wpływ czasu na proces gojenia przeszczepu. Czynnikiem, który wydaje się mieć największy wpływ na wygląd przeszczepu w obrazach MRI, jest proces zwany remodelingiem, który obejmuje trzy fazy: wczesną fazę gojenia, charakteryzującą się ograniczoną martwicą przeszczepu, hipokomórkowością i brakiem wykrywalnej rewaskularyzacji, fazę proliferacji, w której zachodzą intensywne procesy remodelowania i rewaskularyzacji graftu oraz fazę ligamentyzacji, w której przeszczep przechodzi specyficzną restrukturyzację w kierunku właściwości podobnych, choć nie dokładnie takich jak te w natywnym ACL (Janssen i wsp., 2014; van Groningen i wsp., 2020). Ntoulia i wsp. (2013) wykazali, że zmniejszone unaczynienie było związane z końcowymi etapami gojenia, które zbiegały się z homogenicznie niską intensywnością sygnału. Związek między

parametrami opartymi na MRI, a właściwościami mechanicznymi przeszczepu może wskazywać na rolę MRI jako jednego z kryteriów powrotu do sportu oraz do określenia, w którym momencie w okresie pooperacyjnym przeszczep osiągnie intensywność sygnału charakterystyczną dla natywnego ACL, a tym samym odbuduje wytrzymałość biomechaniczną (Kiapour i wsp., 2019; Miyawaki i wsp., 2014). Aktualnie istnieją już doniesienia ostatnich kilku lat, które mówią że intensywność sygnału po 2 latach od operacji przypomina sygnał obserwowany w natywnym ACL (Li i wsp., 2017; Zdanowicz i wsp., 2021; Kiapour i wsp., 2021). Jednak intensywność sygnału nieurazowego, zdrowego ACL nie jest już znana jako norma czy wartość powszechna, co jak wspomniano, stało się punktem wyjściowym do przeprowadzenia badań własnych.

W badaniu własnym wykorzystano obrazy MRI 84 uczestników, aby ocenić różnice segmentarne w natywnym więzadle krzyżowym przednim (ACL). Ponieważ SI wpływa na czynniki zależne od sprzętu i jego parametrów, porównania między skanami i pacjentami były trudne i wymagały zastosowania metody normalizacji SI. Najczęściej stosowanym parametrem do normalizacji był wskaźnik sygnału do szumu (SNQ) uwzględniający pomiary tła szumowego (van Dyck i wsp., 2019). W badaniach własnych postanowiono pominąć sygnał tła, stosując prosty stosunek sygnału ACL/PCL, oparty na wynikach kilku wcześniejszych badań (Lutz i wsp., 2022; Putnis i wsp., 2021), które dowiodły większej dokładności tej metody. Uzyskany znormalizowany sygnał ACL w badaniach własnych był od 1,65 do 2,45 razy większy niż natywnego PCL. Ponadto, wartość intensywności sygnału (SI) w regionie piszczelowym była o 38,7% wyższa niż w proksymalnej części (udowej). Lutz i wsp. (2022) zaobserwowali podobną tendencję dla części piszczelowej, z wartością sygnału około 20% wyższą w stosunku do proksymalnej części więzadła. W tym badaniu SI natywnego więzadła ACL była 2,6-3,6 razy większą w porównaniu do sygnału PCL. Doniesienia te są zgodne się z badaniami własnymi oraz wcześniejszymi raportami Kiapoura i wsp. (2021), który badał różnice regionalne w natywnym ACL. Istnieje kilka argumentów przemawiających za tym, że dystalna część więzadła w warunkach fizjologicznych wykazuje wyższą intensywność sygnału. Po pierwsze, może to być efektem tzw. objętości częściowej (PVE), który występuje, gdy w woxelu (element objętości w MRI) znajduje się więcej niż jeden typ tkanki (Ballester i wsp., 2002). W takich przypadkach intensywność sygnału zależy od sekwencji obrazowania, właściwości tkanki oraz proporcji każdego typu tkanki obecnej w woxelu. Dodatkowo, anatomia ACL, opisana jako spłaszczona i przypominająca wstążkę, oraz jej skrócenie od kości udowej do piszczelowej, może wpływać na intensywność sygnału w dystalnym obszarze, który ustawia się w kształt litery

„C” (Śmigielski i wsp., 2015; Kostretzis i wsp., 2018). Ważnym czynnikiem, który może przyczyniać się do tej różnicy, jest również unaczynienie więzadła. ACL jest głównie unaczynione przez tętnicę środkową rzepkową (MGA), która wysyła gałęzie wnikające w błonę maziową, docierające do powierzchni ACL, zapewniając odpowiedni przepływ krwi (Scapinelli, 1968; Toy, 1995). Dystalny obszar ACL otrzymuje bezpośrednie unaczynienie z gałęzi końcowych bocznych (IMGA) i przyśrodkowych (ILGA) tętnic rzepkowych. Dodatkowo, obecność małych naczyń wchodzących do proksymalnego i dystalnego obszaru ACL przyczynia się do jego unaczynienia (Laketić i wsp., 2022). Kolejnym wyjaśnieniem obserwowanej wyższej intensywności sygnału w dystalnej części ACL może być obecność mikrokążeń z poduszki tłuszczowej podrzepkowej, która wspomaga perfuzję miejsca przyczepu i może odpowiadać za bardziej hiperintensywny obszar w natywnym ACL (Kohn i wsp., 1995). Badanie własne ujawniło, że pacjenci z wyższą intensywnością sygnału w regionie dystalnym mieli istotnie wyższy parametr FT. Kiapour i wsp. (2019) uznają intensywność sygnału za predyktor przedniego podwichnięcia pęczeli, ale tylko w 3 miesiące po operacji.

Zastosowanie intensywności sygnału w badaniach nad ACL pokazuje, że wiek pacjenta i płeć nie są związane z intensywnością sygnału natywnego ACL. Fakt ten został również potwierdzony przez Barnett i wsp. (2021), którzy zauważyli jedynie pozytywną korelację między długością a objętością intensywności sygnału. Putnis i wsp. (2021) również wykazali, że wiek pacjenta był negatywnie skorelowany z SI. Te wyniki sugerują, że w przyszłości można rozważyć ujednoczenie standardowych wartości intensywności sygnału niezależnie od wieku i płci. W przeciwieństwie do tych wyników, Chiba i wsp. (2022) stwierdzili, że intensywność sygnału była niższa u starszych pacjentów. Różnicę w wynikach można wyjaśnić tym, że w ich badaniach osoby starsze klasyfikowano jako pacjentów powyżej 30. roku życia.

Jednym z ważniejszych wyników tej rozprawy doktorskiej w kontekście analizy sygnału graftu był fakt, że różne obszary przeszczepu ACL, podobnie jak więzadło natywne, mają różną intensywność sygnału (SI) podczas procesu gojenia. To pozwala określić, który obszar przeszczepu jest najsłabszy i zatem narażony na zerwanie w określonych okresach. Badania tej pracy pokazują, że najbardziej krytycznym momentem przebudowy był okres między 3 a 6 miesiącem po operacji. Po tym okresie przeszczep ACL dążył do osiągnięcia wartości natywnego ACL. Jednakże po 12 miesiącach od zabiegu jeden na trzech pacjentów ma wynik poza zakresem odniesienia, co oznacza, że proces dojrzewania w wielu przypadkach nie jest jeszcze zakończony. Tendencja SI do wzrostu w 3. i 6. miesiącu

pooperacyjnym, gdy tkanka jest mniej zorganizowana, z normalizacją obserwowaną w 12 i 24 miesiącu była zgodna z wcześniejszymi badaniami (Kiapour i wsp., 2021; Panos i wsp., 2021; Proffen i wsp., 2013). Wyniki te wskazują na potrzebę rozważenia dotychczasowych zaleceń dotyczących powrotu do intensywnego treningu już po 6 miesiącach od operacji. W badaniach koncentrujących się na remodelingu przeszczepów ACL za pomocą obrazowania MRI, kilka badań przedstawiło pomiary sygnału uzyskane z różnych lokalizacji w obrębie przeszczepu ACL (Li i wsp., 2014; Li i wsp., 2017; Lai i wsp., 2018; Kiapour i wsp., 2021). W 2-letnich badaniach Lutz i wsp. (2022) obserwowano sygnał z autoprzeszczepów pozyskanych z mięśnia smukłego i półścięgnistego. Badacze zauważyli, że sygnały przeszczepu ACL stały się hiperintensywne 6 miesięcy po operacji, a sygnał o wartości więzadła natywnego osiągnięto po 24 miesiącach. Podobnie w tej pracy, oceniona została intensywność sygnału graftu ACL (SI ACL) w obszarach proksymalnym, środkowym i dystalnym, stosując APR czyli stosunek sygnału więzadła krzyżowe przedniego do sygnału więzadła krzyżowego tylnego i porównywany do SI natywnego ACL. W trakcie procesu gojenia przeszczepu (między 6 tygodniami a 6 miesiącami) dystalna część autoprzeszczepu ACL wykazywała wyższą SI, a środkowa i proksymalna były na podobnie niskim poziomie. Tymczasem Tashiro i wsp. (2017) również raportowali nierównomierne dojrzewanie przeszczepu, ale wyższy sygnał MRI znajdował się w proksymalnej i środkowej części przeszczepu ACL w porównaniu do części dystalnej po 6 miesiącach po operacji. Wyniki tego badania nie pozwalają na ustalenie źródła tych rozbieżności, ale najważniejszym faktem jest nierównomierne dojrzewanie przeszczepu. Używając SNQ (ang. *signal-to-noise quotient*, wskaźnik sygnału do szumu) Ma i wsp. (2013) odnotowali wyższe wartości w środkowym obszarze graftu niż w proksymalnym i dystalnym. Podobną korelację uzyskał Kiapour i wsp. (2019), którego zespół badawczy wykazał, że proces gojenia przeszczepu jest specyficzny dla lokalizacji i trwa 2 lata. Dystalna część ACL posiada ograniczone unaczynienie po zabiegu w porównaniu do innych części (Saito i wsp., 2023), z uwagi na technikę fiksacji graftu oraz swoją specyficzną strukturę histologiczną. Zgodnie z badaniami Lin i wsp. (2022) region proksymalny ACL otrzymuje około dwa razy większe unaczynienie w porównaniu do części środkowej i około trzykrotnie większe w porównaniu do przyczepu dystalnego. Obserwacja ta wspiera wyniki badań własnych, które wskazują, że ten obszar regeneruje się najwolniej i wykazuje przywrócenie sygnału natywnego w późniejszym etapie.

Czas powrotu do sportu (RTS) po rekonstrukcji ACL jest różny (od 6 miesięcy do ponad roku) i zależy od wielu czynników (Lai i wsp., 2018). Udokumentowany wskaźnik

ponownych zerwań ACL waha się między 5% a 26% i jest spowodowany urazem sportowym, biologiczną niewydolnością przeszczepu lub błędami chirurgicznymi (Gans i wsp., 2018; Samitier i wsp., 2015). Większość sportowców wraca do aktywności sportowej, między 6 a 10 miesiącami po operacji, zgodnie z badaniami przeprowadzonymi w ostatnich latach (Grassi i wsp., 2016; Mazza i wsp., 2019). Farinelli i wsp. (2023) zbadali 27 piłkarzy po rekonstrukcji ACL z użyciem BPTB lub QT autograftu. Obserwowali zerwanie więzadła u 2 zawodników (7,4%) w ciągu pierwszych 6 miesięcy po operacji. Inny zespół badawczy (Grindeman i wsp., 2019) ocenił wpływ czasu powrotu do sportu na częstość występowania ponownego urazu stawu kolanowego po rekonstrukcji ACL. Dwudziestu czterech pacjentów doświadczyło urazu stawu kolanowego, w tym osiem przypadków zerwanych przeszczepów ACL. Uszkodzenia te wystąpiły między 3 a 22 miesiącem po operacji, z medianą wystąpienia w 13 miesiącu po operacji, co koreluje z wynikami tej rozprawy w kontekście jeszcze niepełnego wygojenia strukturalnego przeszczepu na tym etapie. Podobny czas (zakres 4–26 miesięcy, ze średnią 13,4 miesiąca) został również zaobserwowany w innym badaniu (Meredith i wsp., 2020). Grindem i wsp. (2016) również wykazał, że za każdy miesiąc opóźnienia w powrocie do sportu po rekonstrukcji ACL, od 3 do 12 miesięcy po operacji, wskaźnik ponownego uszkodzenia stawu kolanowego zmniejszył się o 51%; co karze wnioskować, że RTS powinien być opóźniony co najmniej do 12 miesięcy po operacji. Nasze badania wykazały, iż w 12 miesiącu po zabiegu graft nie jest jeszcze całkowicie wygojony więc zasadne jest opóźnienie ćwiczeń, powodujących duże siły ścinające, które mogą wpłynąć na nadmierne napięcie ACL. Zalecany plan rehabilitacji do czasu wygojenia więzadła powinien składać się z terapii manualnej uwzględniającej rozluźnianie mięśniowo-powięziowe, ćwiczeń z obciążeniem własnego ciała oraz ćwiczeń w zamkniętym łańcuchu kinetycznym (CKC) dla mięśnia czworogłowego i aktywacji mięśni grupy tylnej uda, szczególnie mięśnia dwugłowego. Ćwiczenia rozciągające, silna mobilizacja zakresu ruchu oraz dynamiczna aktywność, jak obroty czy ruchy wielokierunkowe, nie powinny być wdrażane w okresie intensywnej przebudowy. Ważność takich działań potwierdza fakt, że mimo powszechności zerwań przeszczepów (Gans i wsp., 2018; Samitier i wsp., 2015), żaden z pacjentów biorących udział w badaniu własnym, prowadzonych według opisanych wyżej protokołów, nie doświadczył zdarzenia, w obserwacji 2-letniej, które w jakikolwiek sposób mogłoby uszkodzić strukturę graftu.

W ocenie stabilności stawu kolanowego po rekonstrukcji ACL, istotnym parametrem jest przednie przemieszczenie kości piszczelowej względem kości udowej (ang. *anterior tibial translation*, ATT – w badaniach własnych oznaczone jako FT ang. *femur/tibia* tj.

ustawienie udo-piszczel), mierzone obiektywnie za pomocą narzędzi takich jak KT-1000, Rolimeter, czy techniką MRI. Mediana różnicy parametru udo- piszczel (FT) oceniana w rezonansie magnetycznym w badaniu własnym między 3 a 12 miesiącem wyniosła 0,54 ($p=0,101$), natomiast w badaniu stabilności ocenianej za pomocą rolimetru różnica między kończyną operowaną a zdrową wyniosła 1,59 mm ($\pm 1,5$ mm), bez istotnych różnic statystycznych po 12 miesiącach ($p = 0,5549$). W literaturze dostępne są ustalone wartości referencyjne uznawane za normatywne: według Cristiani i wsp. (2018) różnica <3 mm w teście KT-1000 (w badaniu własnym użyto do tego pomiaru Rolimetru) wskazuje na dobrą funkcjonalną stabilność kolana po ACLR (rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego), podczas gdy >5 mm sugeruje niestabilność stawu kolanowego, a tym samym niewydolność przeszczepu. Mouton i wsp. (2016) również potwierdzają, że zakres 0–3 mm jest akceptowalny klinicznie. W swoim badaniu kohortowym autorzy wykazali, że średnie wartości różnic ATT po ACLR wynoszą 1,7–2,5 mm w 12 miesięcy po zabiegu. Badania Runera i wsp. (2021) wykorzystujące Rolimeter sklasyfikowały, średnie wartości różnic ATT między 1,0 a 2 mm za prawidłowe, natomiast >3 mm uznawano za wartość podwyższoną. Analogiczne pomiary w rezonansie magnetycznym również potwierdzają podobne wartości normatywne. Cristiani i wsp. (2018) wykazali, że u pacjentów po ACLR różnica przedniego przesunięcia piszczeli względem kości udowej mieści się w zakresie 0,8–2,9 mm. Na tle tych danych, uzyskany przez nas poziom różnicy należy uznać za w pełni zgodny z normami funkcjonalnymi przyjętymi w praktyce klinicznej i badaniach eksperymentalnych. Brak różnic istotnych statystycznie w zestawieniu kończyn oraz lepsza stabilność kończyny operowanej w niemal połowie przypadków potwierdzają skuteczność procedury rekonstrukcyjnej oraz efektywność procesu rehabilitacji prowadzącego do stabilizacji stawu kolanowego na poziomie zbliżonym lub lepszym niż kończyna nieoperowana. Korelacja pomiędzy SNQ (wskaźnik sygnału do szumu) a przednim przemieszczeniem kości piszczelowej (ATT) mierzonym KT-1000 została częściowo opisana przez Bouguennec i wsp. (2021) – większe ATT korelowało z wyższym SNQ przeszczepu. Karatekin i wsp. (2023) zauważyli, że subluksacja >2 mm w obrazie MRI może korelować z subiektywnie odczuwaną niestabilnością oraz wyższym wskaźnikiem SNQ graftu, świadczącym o niedojrzałości przeszczepu. Analiza piśmiennictwa (Marom i wsp., 2020; Michel i wsp., 2022) nie wskazuje na jednoznaczną korelację między siłą mięśni zginających podudzie a wielkością przemieszczenia przedniego piszczeli. Choć funkcjonalnie mięśnie kulszowo-goleniowe pełnią rolę dynamicznych stabilizatorów stawu kolanowego, tym samym oddziałując protekcyjnie na graft, to dotychczasowe badania

koncentrują się raczej na korelacjach między dojrzałością przeszczepu (mierzonymi przez SNQ) a subiektywną oceną funkcji stawu kolanowego czy ryzykiem zerwania, niż na bezpośrednich zależnościach biomechanicznych i funkcjonalnych.

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego (ACL) jest zabiegiem przywracającym integralność anatomiczną stawu kolanowego, lecz proces powrotu do pełnej sprawności wymaga zarówno przebudowy biologicznej przeszczepu, jak i odzyskania funkcji mięśniowej oraz dynamicznej stabilizacji stawu. Dlatego współczesne podejście do oceny gotowości do powrotu do sportu (RTS) powinno opierać się na analizie zarówno parametrów strukturalnych (np. MRI, SNQ), jak i funkcjonalnych (skale subiektywnej oceny funkcji, siła, testy dynamiczne). Wytyczne ACL Injury Return to Sport Consensus Group w kontekście powrotu do sportu po urazach ACL, skupiające się na ocenie umiejętności funkcjonalnych oraz wdrożeniu starannie zaplanowanego programu mogą okazać się niewystarczające.

W literaturze wyniki skal IKDC oraz Lysholm-Turner po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (ACL) mimo, że obie określają odczucia subiektywne pacjenta to różnią się zakresem ocenianych funkcji. Średnie wartości IKDC uzyskiwane w badaniach 12 miesięcy po operacji wahają się zazwyczaj od około 70 do 85 punktów, przy czym niższe wyniki często związane są z ograniczonym powrotem do aktywności sportowej i dynamicznych ruchów (Annamalai i wsp., 2024). W szczególności, IKDC jako ocenia nie tylko objawy bólowe, ale także funkcję kolana podczas zaawansowanych aktywności fizycznych, co prowadzi do niższych wyników, jeśli pacjenci nie powracają do pełnej sprawności sportowej. Z kolei skala Lysholm-Turner, która skupia się na subiektywnych objawach takich jak: ból, niestabilność, obrzęk oraz ograniczenia w codziennych czynnościach, wykazuje tendencję do wyższych wartości w porównaniu z IKDC, często w zakresie 85–95 punktów po zabiegach rekonstrukcyjnych (Kumar i wsp., 2024; Gokeler i wsp., 2017). Wyższe wyniki w tej skali można tłumaczyć tym, że nie wymaga ona wykonywania dynamicznych aktywności do oceny, co jest istotne w kontekście pacjentów, którzy jeszcze nie wrócili do sportu lub intensywnych ćwiczeń, a są poddawani ocenie tą skalą. W badaniach podkreśla się, że obie skale są użyteczne w ocenie pacjentów, jednak ich interpretacja powinna uwzględniać różnice w konstrukcji oraz etap rehabilitacji. (Zheng i wsp. 2025; Vadranapu i wsp., 2024). Wyniki badań własnych świadczą o podobnym zjawisku — niższy wynik IKDC (67 punktów) odpowiada ograniczeniom aktywności fizycznej 12 miesięcy po zabiegu, natomiast wyższy wynik w skali Lysholm-Turner'a (91 punktów) odzwierciedla względną poprawę objawów bólowych i stabilności kolana.

Remodelowanie graftu mierzone SNQ (wskaźnik sygnału do szumu) wykazuje silną ujemną korelację z czasem od ACLR ($r = -0,467$; $p < 0,001$) i dodatnią z poziomem aktywności (Tegner Activity Score: $r = 0,385$; $p < 0,001$), co świadczy o stopniowej poprawie dojrzałości przeszczepu (Li i wsp. 2017). Autorzy wykazali umiarkowaną ujemną korelację między SNQ przeszczepu a wynikiem IKDC ($r = -0,454$; $p = 0,003$), co oznacza, że wyższy sygnał przeszczepu (mniej dojrzała tkanka) był związany z gorszą subiektywną oceną funkcji.

W badaniach własnych rok po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w warunkach izometrycznych zauważalne są wyraźne deficyty w maksymalnej sile mięśniowej mięśni prostujących i zginających staw kolanowy w kończynie operowanej w porównaniu do nieoperowanej. Największe asymetrie (19,81%) dotyczą siły mięśni prostujących podudzie w stawie kolanowym przy kącie zgięcia 90° . Ponadto, w przypadku zginaczy przy 90° zgięcia odnotowano istotne różnice z asymetrią 16,99%, podczas gdy w kącie 30° deficyty były mniejsze (6,69%), wskazując na częściową normalizację siły mięśniowej w mniejszym zakresie ruchu. Literatura potwierdza, że deficyty siły mięśniowej po rekonstrukcji ACL są najbardziej widoczne przy głębszych kątach zgięcia stawu kolanowego nawet o 20-40% w porównaniu do mniejszych kątów, co może wynikać z krzywej długości-napięcia (ang. *length-tension curve*) gdzie w kącie 30° mięśnie zginające są bliżej optymalnej długości, generując wyższy moment obrotowy w porównaniu do kąta 90° (Girdwood i wsp., 2025; Cobian i wsp., 2024). Wyniki własne są zgodne z danymi z metaanaliz, które wskazują, że deficyty siły mięśnia czworogłowego po 12 miesiącach od rekonstrukcji pozostają na poziomie 14–23% (średnio ~15%), natomiast deficyty zginaczy utrzymują się na poziomie 7–11% (Girdwood i wsp., 2025; Högberg i wsp., 2024; Johnston i wsp., 2020). Inne badanie wskazało deficyty prostowników między 10% a 27% po roku od operacji oraz utrzymujące się osłabienie 6–10% nawet po ponad 5 latach (Otzel i wsp., 2015). W badaniach Eğerci i wsp. (2025) u pacjentów z przeszczepem z HT (ścięgna mięśnia półścięgnistego i smukłego), deficyt siły zginaczy wynosił nawet 40,5%. Przegląd obejmujący dane nawet do 5 lat po ACLR wykazał, że deficyty siły mięśni zginających podudzie utrzymują się średnio 7% (zakres 3–14%) w 12 miesięcy i dopiero około 24 miesięcy osiągają symetrię ($> 90\%$ LSI) (Högberg i wsp., 2024), co potwierdza istotne i długotrwałe osłabienie tej grupy mięśniowej. Międzynarodowe towarzystwa ISAKOS i ESSKA zalecają, aby przed powrotem do sportu pacjenci osiągnęli symetrię siły zarówno zginaczy, jak i prostowników na poziomie co najmniej 90% LSI (ang. *Limb Symmetry Index*), a decyzję o powrocie do aktywności fizycznej należy odroczyć do minimum 9–12 miesięcy (Grindem i wsp., 2016; Turk i wsp., 2022; ISAKOS Consensus,

ESSKA RTS Review). Ważnym elementem ocenianym w kontekście przywrócenia balansu mięśniowego jest wskaźnik H:Q ratio (ang. *hamstrings to quadriceps ratio*). Badania własne wykazały, stosunek siły mięśni zginaczy do prostowników (H:Q ratio) w kończynie operowanej w kącie 90° wyniósł 0,42 i nie różnił się istotnie od wartości w kończynie zdrowej, co wskazuje na częściowe wyrównanie między grupami mięśniowymi w tym zakresie ruchu. Literatura wskazuje jednak, że zgodnie z przyjętymi normami, minimalny konwencjonalny stosunek H:Q (stosunek siły mięśni zginaczy do prostowników stawu kolanowego) powinien wynosić 0,60 (60 %), co przekłada się na $H : Q = 3 : 5$ ($Q : H \approx 1,67 : 1$). W praktyce oznacza to, że mięśnie zginające podudzie powinny mieć co najmniej 60 % siły mięśni prostujących, a w niektórych modelach funkcjonalnych H eccentric : Q concentric dąży nawet do 1,0, aby zapewnić dynamiczną stabilizację stawu (Kellis i wsp., 2023). Optymalny stosunek H:Q po rekonstrukcji ACL jest kluczowy nie tylko dla zachowania stabilizacji stawu kolanowego ale także, dla zapobiegania kolejnym urazom (Kim i wsp., 2016;). W badaniu Arora i wsp. (2025) wykazano, że prawidłowe utrzymanie H:Q ratio powyżej 0,6 jest związane z mniejszym ryzykiem uszkodzenia ACL podczas powrotu do sportu, jednak wartości poniżej tej normy, jak w badaniu własnym, są często obserwowane w ciągu roku po rekonstrukcji i wymagają wyrównania przed decyzją o powrocie do sportu. Liczne prace potwierdzają, że badana w MRI wartość sygnału graftu (SI) lub SNQ (wskaźnik sygnału do szumu) koreluje z właściwościami biomechanicznymi graftu – większe SNQ odpowiada niższej wytrzymałości i sztywności oraz wyższemu ryzyku uszkodzenia (Chen i wsp., 2022). Niektóre badania pokazują umiarkowaną korelację pomiędzy SNQ a wynikami funkcjonalnymi (Li i wsp., 2024). Jednak w literaturze brakuje jednoznacznych dowodów na bezpośrednią korelację między ocenionym w MRI stopniem przebudowy graftu (SI/SNQ), a wynikami izokinetycznych testów siły mięśniowej (quadriceps/hamstrings). W badaniach własnych nie stwierdziliśmy związku pomiędzy wskaźnikiem APR (stosunek sygnału więzadła ACL do PCL ocenianego w MRI) a deficytami siły. Konieczne są dalsze, prospektywne badania łączące równoległe pomiary MRI (SI/SNQ) i testy maksymalnych sił mięśniowych, aby precyzyjnie określić, czy i w jakim stopniu przebudowa graftu wpływa na funkcjonalną odbudowę siły mięśniowej.

Rozkład masy między kończyną operowaną a nieoperowaną stanowi prosty, ale istotny wskaźnik stanu równowagi funkcjonalnej u pacjentów po rekonstrukcji (Fernandes i wsp., 2016). Wyniki własne nie wykazały istotnych asymetrii między kończynami zarówno podczas stania, jak i wykonywania przysiadu. Literatura wskazuje, że podobny, niemal symetryczny rozkład masy był charakterystyczny dla końcowych etapów

rehabilitacji w których dochodzi do wyrównania obciążenia kończyn (Wang i wsp., 2023; Clark i wsp., 2014). Efektywna rehabilitacja powinna dążyć do osiągnięcia równowagi obciążenia 50:50, ponieważ każda asymetria wiąże się z ryzykiem przeciążeń zdrowej kończyny oraz zwiększonym ryzykiem ponownego urazu (Hoch i wsp., 2018). Badania kliniczne pokazują, że w początkowych etapach pooperacyjnych często występuje przesunięcie ciężaru ciała na kończynę nieoperowaną, które powinno być systematycznie eliminowane przez zindywidualizowane programy ćwiczeń (Costa i wsp., 2020; Suh i wsp., 2021). Warto też podkreślić, że zachowanie proporcjonalnego rozkładu masy ciała między kończynami jest nie tylko kwestią funkcjonalną, ale także integracji sensomotorycznej organizmu, co podkreślają prace Stańczaka i wsp. (2025). W ocenie kontroli posturalnej w badaniach własnych przeprowadzonych 12 miesięcy po rekonstrukcji wykazano istotne różnice zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych. Badania własne wykazały, że powierzchnia elipsy reprezentująca trajektorię środka nacisku stóp na podłoże jest najmniejsza w warunkach statycznych przy oczach otwartych, co odpowiada bardziej stabilnej pozycji ciała. Podwyższenie wartości elipsy uzyskane w próbie z zamkniętymi oczami jest efektem ograniczenia informacji wzrokowej, co znacząco zwiększa trudność utrzymania równowagi. W warunkach dynamicznych, tj. przysiad z zamkniętymi oczami zaobserwowano największe wartości powierzchni elipsy, co świadczy o większych wychyleniach środka ciężkości i trudniejszej kontroli posturalnej w bardziej wymagających zadaniach. W celu poprawy kontroli motorycznej u pacjentów po rekonstrukcji, podkreśla się konieczność prowadzenia zaawansowanych treningów propriocepcji w zróżnicowanych warunkach sensorycznych już od pierwszych tygodni po operacji, ponieważ wykazano, że obudowywanie kontroli posturalnej jest procesem długotrwałym i nie zachodzi spontanicznie do poziomu wymogów stawianych dla osób aktywnych fizycznie (Heinert i wsp., 2018; Howells i wsp., 2011).

Wskaźnik symetrii kończyn (ang. *Lateral Symmetry Index*, LSI) jest powszechnie stosowany do oceny wyrównania funkcji kończyny operowanej względem nieoperowanej. LSI oblicza się jako stosunek wyniku badanej kończyny do wyniku kończyny zdrowej, wyrażając wynik w procentach, co pozwala określić stopień asymetrii funkcjonalnej (Simonsson et al., 2025). W literaturze najczęściej przyjmowanym uniwersalnym progiem prawidłowej symetrii jest wartość $\geq 90\%$, co oznacza dobrą równowagę funkcjonalną i jest powszechnie uważane za kryterium bezpiecznego powrotu do sportu (Piussi i wsp., 2020). W badaniu własnym, LSI dla testu skoku do przodu (ang. *distance hop test*) wyniósł 80,2%, dla testu skoków bocznych (ang. *side to side test*) 75%, natomiast najniższy uzyskano w

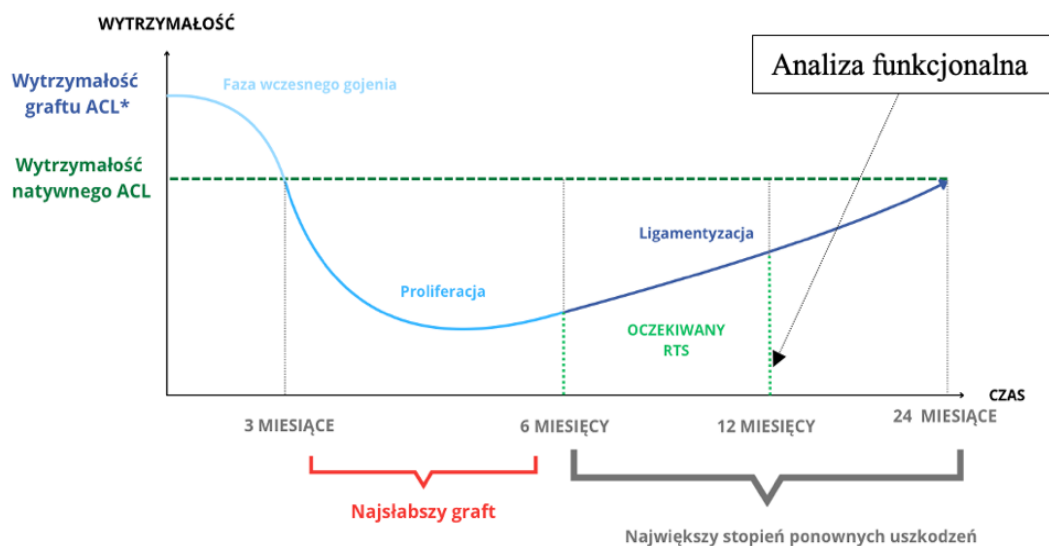
teście wyskoku pionowego (ang. *vertical jump test*) tj. 68%. Podobne wyniki, są raportowane badaniach oceniających pacjentów w okresie powrotu do sportu (Felix i wsp., 2022). Piussi i wsp. (2023) raportowali LSI na poziomie około 85% w testach skoczności, natomiast Nagai i wsp. (2020) wskazują, że pacjenci często osiągają $LSI \geq 90\%$ dopiero po pełnym zakończeniu procesu rehabilitacji i adaptacji funkcjonalnej, podkreślając jednocześnie że parametr ten nigdy nie powinien być analizowany pojedynczo, a łączony z innymi parametrami w tym z oceną siły mięśniowej. West i wsp. (2023) w systematycznej analizie podkreślają, że nawet $LSI \geq 90\%$ nie gwarantuje braku ryzyka ponownej kontuzji, co wskazuje na potrzebę wieloaspektowej oceny gotowości sportowej po rekonstrukcji ACL, a także uwzględniania jakości ruchu i kontroli neuromotorycznej. Ponadto Simonsson i wsp., 2025 zauważyli, że LSI może przeceniać rzeczywistą funkcję kolana, gdyż asymetria może być kompensowana przez adaptacje na poziomie motorycznym. Podsumowując, obniżone wartości LSI w badaniu własnym wskazują na istotne asymetrie funkcjonalne, jednak wciąż charakterystyczną dla 12-miesięcznego okresu po rekonstrukcji ACL. Międzynarodowe zalecenia, m.in. Delaware-Oslo ACL Cohort i ISAKOS Consensus, uznają osiągnięcie $\geq 90\%$ LSI (ang. *Limb Symmetry Index*) we wszystkich testach skoczności (ang. *single-leg hop tests*) za warunek konieczny do bezpiecznego RTS. Spełnienie kryterium $LSI \geq 90\%$ w każdym z nich znacznie obniża ryzyko ponownego urazu (Grindem i wsp., 2016). Nieosiągnięcie tego progu zwiększa 4–6-krotnie ryzyko ponownego urazu ACL. W badaniu (Gokeler i wsp., 2022) wykazano, że tylko 23–38% pacjentów osiąga pełne 90% LSI we wszystkich testach po 9–12 miesiącach od ACLR. Badania dotyczące korelacji między stopniem przebudowy graftu ACL ocenianym metodą rezonansu magnetycznego (MRI) a parametrami funkcjonalnymi stawu kolanowego są niejednoznaczne. W literaturze często wskazuje się, że sygnał graftu w MRI, świadczący pośrednio o jego dojrzałości i przebudowie, niekoniecznie koreluje z wynikami funkcjonalnymi pacjentów ocenianymi za pomocą skal, testów siły czy kontroli posturalnej (Lutz i wsp. 2022, Bierveicz i wsp., 2015). Autorzy podkreślają, że choć MRI pozwala ocenić strukturę graftu, to jego sygnał nie musi odzwierciedlać jakości funkcjonalnej. Li i wsp. (2017) nie znaleźli znaczących związków pomiędzy parametrami MRI graftu a wynikami siły mięśniowej i testami kontroli nerwowo-mięśniowej. Z kolei inne badania wskazują na pewne tendencje, gdzie lepsza struktura graftu może być czynnikiem sprzyjającym lepszym wynikom funkcjonalnym, jednak zależności te są słabe i wymagają szerszych dalszych badań (Chen i wsp., 2021). W swojej pracy również Bouguennec i wsp. (2019) i Lutz i wsp. (2022) zwrócili uwagę na brak jednoznacznej zależności między

obrazem przeszczepu ACL w MRI a zdolnościami funkcjonalnymi pacjenta, podkreślając różnicę pomiędzy przebudową biologiczną przeszczepu, a jego funkcjonalnym zachowaniem. U pacjentów z dobrymi wynikami w testach siły, testach skocznościowych oraz wysokich punktacjach w wysokowystadaryzowanych skalach IKDC nadal można było zaobserwować podwyższony sygnał w przeszczepie (SNQ) nawet po 12 miesiącach od operacji. Z drugiej strony, pacjenci z dojrzałym sygnałem (niskim SNQ) nie zawsze prezentowali dobrą funkcję – możliwe, że z powodu osłabienia mięśni, niedostatecznej kontroli motorycznej czy strachu przed ruchem. Autorzy sugerują, że wsparcie decyzji o powrocie do sportu powinno opierać się na kompleksowej ocenie funkcjonalno-strukturalnej. W kontekście wyników własnych oraz dostępnej literatury, można stwierdzić, że brak wyraźnej korelacji pomiędzy stopniem przebudowy graftu ocenianym na podstawie sygnału MRI a parametrami funkcjonalnymi, takimi jest obserwacją zgodną z aktualnym stanem wiedzy. Wielowymiarowa ocena pacjentów po rekonstrukcji ACL powinna zatem łączyć badania obrazowe, kliniczne oraz testy funkcjonalne, by kompleksowo oddać rzeczywisty stan pacjenta.

Badanie własne miało dwie istotne ograniczenia. Po pierwsze, uzyskano niewielką próbkę danych dla pacjentów w 18. i 24. miesiącu. Jednakże, nie wpływa to na najistotniejsze wyniki tej pracy. Po drugie, technika M-ARS tj. pobranie z mięśnia czworogłowego jest stosunkowo nowa i skomplikowana i choć jej funkcjonalność nadal jest badana, to najbliższej jej do spełnia kryteriów sukcesu anatomicznej rekonstrukcji ACL, którymi są: (1) przywrócenie przebiegu więzadła przypominającego anatomiczny ACL; bez towarzyszących procedur wzmacniających (2) przywrócenie miejsca przyczepu natywnego ACL poprzez umiejscowienie tuneli w rzeczywistych pozycjach anatomicznych; oraz (3) dostosowanie operacji do każdego pacjenta, gdzie średnica tunelu i rozmiar przeszczepu określane są przez pierwotne, anatomiczne miejsca fiksacji.

Podsumowując, na rycinie poniżej (Ryc.15) przedstawiono ramy czasowe gojenia się graftu opracowane na podstawie wyników własnych w kontekście dotychczasowych oczekiwań stawianych pacjentom po rekonstrukcji. Intensyfikacja ćwiczeń w ogólnie przyjętych protokołach po rekonstrukcji przypada na okres po 3 miesiącach, czyli dokładnie wtedy gdy więzadło wykazuje najsłabsze właściwości biomechaniczne, wg badań własnych w rezonansie. Zintensyfikowane działania w tym okresie bez kontroli obrazowej mogą potencjalnie narazić graft na mikrouszkodzenia, rozciągnięcie a nawet zerwanie. W okresie pierwszych 2 lat, gdy następuje udowodniony, największy odsetek ponownych zerwań, obserwowany jest w badaniach własnych wciąż trwający proces przebudowy więzadła, co

skłania do przemyśleń nad związkiem przyczynowo- skutkowym: trwająca przebudowa vs. ponowne uszkodzenie. Jednocześnie oczekiwany czas powrotu do sportu (RTS) literaturowo przypada między 6 a 12 miesiącem od operacji, co również mieści się w ramach niegotowości zarówno strukturalnej jak i funkcjonalnej pacjentów wg badań własnych.



Ryc. 15. Ramy czasowe gojenia się graftu ACL podsumowujące wyniki pracy w kontekście oczekiwanego standardowo powrotu do sportu. Opracowanie własne.

*Wytrzymałość oznaczona pośrednio poprzez SI (intensywność sygnału) oceniana w MRI w badaniu własnym

Wyniki niniejszej rozprawy doktorskiej dostarczają kluczowych danych z dwóch nierozłącznych obszarów: strukturalnego i funkcjonalnego. Są źródłem nowego wglądu w proces biologicznego dojrzewania przeszczepu więzadła krzyżowego przedniego ocenianego w MRI, a jednocześnie pokazują długotrwałe deficyty funkcjonalne w odbudowie siły mięśniowej i kontroli nerwowo-mięśniowej. Połączenie tych dwóch sfer ukazuje nowy, bardziej zaawansowany kierunek myślenia o budowaniu zindywidualizowanego protokołu rehabilitacyjnego dla pacjenta po rekonstrukcji więzadła krzyżowego. Zebrane dane pokazują, że w klasycznym okresie 9–12 miesięcy po ACLR większość zawodników wciąż nie osiąga pełnej symetrii w odbudowie siły czy w testach dynamicznych, a przeszczep wciąż wykazuje oznaki niedojrzałości strukturalnej. Udowodniony brak korelacji między funkcją a strukturą nie odsuwa od konieczności wykonywania obrazowych badań kontrolnych, lecz wręcz przeciwnie podkreśla, że nie mając podstawy obrazowej, biologicznej, bazując jedynie na wynikach testów funkcjonalnych, fizjoterapeuci mogą nie mieć kompletu informacji do budowania bezpiecznego, świadomego procesu usprawniania pacjenta. Decyzja o powrocie do

treningów i rywalizacji sportowej nie może opierać się wyłącznie na jednym wymiarze – ani tylko na kryteriach kliniczno-funkcjonalnych, ani samoistnie na obrazie MRI. Zatem bezpieczny powrót do aktywności o najwyższej intensywności wymaga jednoczesnego potwierdzenia gotowości strukturalnej (pełna integralność biologiczna graftu, stabilność stawu potwierdzona zarówno w KT-1000 czy Rolimetrze, jak i w obrazowaniu MRI) gotowości funkcjonalnej ($LSI \geq 90\%$ w testach siły mięśni i skoczności, brak asymetrii i zadowalająca subiektywna ocena funkcji) oraz gotowości psychologicznej. Chociaż klinicznie coraz częściej dopuszcza się RTS (powrót do sportu) po okresie jednego roku, obserwacje w prezentowanych badaniach oraz literatura wskazują, że realne wyrównanie wymiaru strukturalnego i funkcjonalnego następuje dopiero po około 24 miesiącach od rekonstrukcji. Przyspieszone powroty do sportu niosą ze sobą wyższe ryzyko ponownego zerwania ACL, dlatego konieczne są dalsze badania analizujące bezpośrednie zależności między dojrzałością graftu a funkcją mięśniową oraz opracowanie i wdrożenie rutynowego algorytmu oceny, integrującego zaawansowane obrazowanie MRI z kompleksowym zestawem testów funkcjonalnych, co ma kluczowe znaczenie dla długoterminowej sprawności zawodników i zminimalizowaniu ryzyka ponownych kontuzji.

6. WNIOSKI

1. Przebudowywane więzadło krzyżowe przednie (ACL) osiąga sygnał porównywalny do więzadła natywnego po około 24 miesiącach od rekonstrukcji, co wskazuje na długi i złożony proces gojenia. Jego część dystalna przebudowuje się najwolniej co znacząco wpływa na ogólną wytrzymałość więzadła, a pełną funkcjonalność osiąga ono dopiero po kompleksowej przebudowie wszystkich jego segmentów.
2. Proces przebudowy więzadła nie przebiega liniowo, najbardziej intensywna faza zachodzi pomiędzy 3 a 6 miesiącem po operacji, kiedy więzadło wykazuje najsłabsze właściwości biomechaniczne i jest szczególnie narażone na ponowne uszkodzenie czy rozciągnięcie.
3. Subiektywne skale są użyteczne w ocenie pacjentów, jednak ich interpretacja powinna uwzględniać różnice w konstrukcji oraz etap rehabilitacji.
4. Deficyty w maksymalnej sile mięśni prostujących i zginających podudzie w stawie kolanowym w kończynie operowanej oraz w testach skoczności obecne 12 miesięcy od operacji w połączeniu z niepełną przebudową więzadła (ok. 70%) w tym czasie świadczą, że rok od zabiegu może być niewystarczający do bezpiecznego powrotu do pełnowymiarowego sportu.
5. Symetryczny rozkład masy po 12 miesiącach świadczy o uzyskaniu dobrej kontroli stabilności posturalnej kończyny operowanej i jest uznawany za charakterystyczny dla końcowych etapów rehabilitacji w których dochodzi do wyrównania obciążenia kończyn jednak nie świadczy on o klinicznej stabilności stawu kolanowego oraz o końcowym przebudowaniu więzadła.
6. Brak korelacji między testami funkcjonalnymi kończyny operowanej a przebudową strukturalną więzadła wskazuje, że sama ocena funkcjonalna może być niewystarczająca do podejmowania kompleksowej decyzji o powrocie do sportu.
7. Wymagane są dalsze, wielowymiarowe badania w zakresie oceny przebudowy graftu w obrazie rezonansu oraz tworzenie kompleksowych, ujednoliconych protokołów oceny funkcjonalnej dla lepszego zrozumienia złożoności procesu odbudowy sprawności u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

REKOMENDACJE

1. Rekomenduje się rozważenie odstąpienia od przyspieszonych protokołów rehabilitacyjnych, wydłużając czas powrotu do sportu do momentu osiągnięcia w kończynie operowanej parametrów zbliżonych do kończyny zdrowej. W niektórych przypadkach oznaczać może to nawet okres dwóch lat, by umożliwić pełną gotowość funkcjonalną i strukturalną. Rok po rekonstrukcji pacjenci mogą prezentować deficyty funkcjonalne w zakresie siły, kontroli posturalnej i skoczności.
2. Ze względu na czasowo osłabioną wytrzymałość więzadła w okresie od 3 do 6 miesiąca, sugeruje się nie wdrażanie dynamicznych aktywności obciążających więzadło, takich jak skoki, lądowania czy biegi. W tym czasie sugeruje się stosowanie ćwiczeń wieloaspektowo aktywujących mięśnie zginające staw kolanowy, które działają protekcyjnie wobec przedniej translacji kości piszczelowej i chronią graft przed szkodliwymi siłami ścinającymi. Progres rehabilitacyjny w tym okresie powinien być oparty na parametrach gojenia strukturalnego uzyskanych z obrazowania rezonansem magnetycznym, aby zapewnić bezpieczeństwo w podejmowanych aktywnościach.
3. Na podstawie badań własnych wydaje się wskazane wykonywanie oceny MRI przynajmniej dwukrotnie: około 6 miesiąca, gdy sygnał MRI powinien się obniżyć, co wskazuje na poprawę właściwości biomechanicznych oraz około 12 miesiąca, kiedy podejmowane są krytyczne decyzje o powrocie do sportu.
4. Ocena przebudowy więzadła w MRI powinna być rozważona jako dodatkowe kryterium w decyzjach dotyczących powrotu pacjenta do aktywności o wysokich wymaganiach ruchowych, zapewniając większe bezpieczeństwo i redukując ryzyko ponownej kontuzji.

Wielowymiarowa ocena pacjentów po rekonstrukcji ACL powinna obejmować badania: obrazowe- MRI, kliniczne oraz testy funkcjonalne, co mogłoby pozwolić na pełniejsze odzwierciedlenie rzeczywistego stanu pacjenta i umożliwić bardziej bezpieczne podejmowanie decyzji rehabilitacyjnych.

BIBLIOGRAFIA

1. Ahn, J. H., Choi, S. H., Wang, J. H., i wsp. (2011). Outcomes and second-look arthroscopic evaluation after double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with use of a single tibial tunnel. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 93(20), 1865–1872.
2. Aitchison, A. H., Alcoloumbre, D., Mintz, D. N., i wsp. (2021). MRI signal intensity of quadriceps tendon autograft and hamstring tendon autograft 1 year after anterior cruciate ligament reconstruction in adolescent athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 49(13), 3502–3507.
3. Ardern, C. L., Howells, B. E., Webster, K. E., i wsp. (2011). Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(7), 1168–1177.
4. Ballester, M. Á. G., Zisserman, A. P., Brady, M., i wsp. (2002). Estimation of the partial volume effect in MRI. *Medical Image Analysis*, 6(4), 389–405.
5. Barnett, S. C., Murray, M. M., Flannery, S. W., i wsp. (2021). ACL size, but not signal intensity, is influenced by sex, body size, and knee anatomy. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(12).
6. Biercevicz, A. M., Akelman, M. R., Fadale, P. D., i wsp. (2015). MRI volume and signal intensity of ACL graft predict clinical, functional, and patient-oriented outcome measures after ACL reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 43(3), 693–699.
7. Bouguennec, N., Robinson, J., Douiri, A., i wsp. (2021). Two-year postoperative MRI appearances of anterior cruciate ligament hamstrings autografts are not correlated with functional outcomes, anterior laxity, or patient age. *Bone & Joint Open*, 2(8), 569–575.
8. Casado, M., Seijas, R., Pérez-Bellmunt, A., i wsp. (2019). Epidemiology of primary anterior cruciate ligament ruptures in men and women. *International Journal of Sports and Exercise Medicine*, 5(1), 114.
9. Chiba, D., Yamamoto, Y., Kimura, Y., i wsp. (2022). Association between early postoperative graft signal intensity and residual knee laxity after anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 10(7).
10. Claes, S., Verdonk, P., Forsyth, R. (2011). The “ligamentization” process in anterior cruciate ligament reconstruction: what happens to the human graft? A systematic review of the literature. *American Journal of Sports Medicine*, 39(11), 2476–2484.

11. Cristiani, R., Forssblad, M., Engström, B., i wsp. (2018). Risk factors for abnormal anteroposterior knee laxity after primary ACL reconstruction. *Arthroscopy*, 34(8), 2478–2484.
12. Dyck, P. V., Zazulia, K., Smekens, C., i wsp. (2019). ACL graft maturity assessment with conventional MRI: systematic review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7(6).
13. Eğerci, Ö. F., Köse, Ö., Arslan, Z., i wsp. (2025). Significant muscle strength deficits persist one year after ACL reconstruction with hamstring tendon autografts. *Research Square* (preprint).
14. Farinelli, L., Abermann, E., Meena, A., i wsp. (2023). Return to play after ACL injury in elite UEFA soccer players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 11(3).
15. Felix, E. C. R., Alonso, A. C., Brech, G. C., i wsp. (2022). Is 12 months enough to reach function after athletes' ACL reconstruction: A prospective longitudinal study. *Clinics*, 77, 100092.
16. Filbay, S. R., Ackerman, I. N., Russell, K., i wsp. (2016). Quality of life after ACL reconstruction: systematic review. *American Journal of Sports Medicine*, 44(12), 3248–3256.
17. Fink, C., Siebold, R., Smigielski, R., i wsp. (2020). Anterior cruciate ligament reconstruction using a ribbon-like graft with a C-shaped tibial bone tunnel. *Arthroscopy Techniques*, 9(1), e28–e35.
18. Gans, I., Retzky, J. S., Jones, K., i wsp. (2018). Recurrent ACL injuries in NCAA sports: epidemiology. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(6).
19. Gill, V. S., Tummala, S., Han, W., i wsp. (2024). Functional performance of athletes at return to sport following ACL reconstruction: a systematic review. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 40(1).
20. Girdwood, M., Culvenor, A. G., Rio, E. K., i wsp. (2025). Tale of quadriceps and hamstring muscle strength after ACL reconstruction: a systematic review with longitudinal and multivariate meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 59(6), 423–434.
21. Girdwood, M., Culvenor, A. G., Rio, E. K., i wsp. (2025). Tale of quadriceps and hamstring muscle strength after ACL reconstruction: A systematic review with longitudinal and multivariate meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 59(6), 423–434.
22. Gnannt, R., Chhabra, A., Theodoropoulos, J. S., i wsp. (2011). MRI of the postoperative knee. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 34(5), 1007–1021.

23. Gokeler, A., Dingenen, B., Hewett, T. E., i wsp. (2022). Rehabilitation and return to sport testing after anterior cruciate ligament reconstruction: where are we in 2022? *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), e77–e82.
24. Gokeler, A., Welling, W., Zaffagnini, S., i wsp. (2017). Development of a test battery to enhance safe return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(1), 192–199.
25. Grassi, A., Bailey, J. R., Signorelli, C., i wsp. (2016). MRI after ACL reconstruction: a practical guide. *World Journal of Orthopedics*, 7(10), 638–649.
26. Grindem, H., Snyder-Mackler, L., Moksnes, H., i wsp. (2016). Simple decision rules reduce ACL reinjury risk by 84%. *British Journal of Sports Medicine*, 50(13), 804–808.
27. Gwiazdoń, P., Racut, A., Strózik, M., i wsp. (2019). Diagnosis, treatment, and statistics of ACL injuries. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 11(4), 115–125.
28. Heinert, B., Willett, K., Kernozek, T. W., i wsp. (2018). Influence of anterior cruciate ligament reconstruction on dynamic postural control. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(3), 432–440.
29. Hoch, J. M., Sinnott, C. W., Robinson, K. P., i wsp. (2018). The examination of patient-reported outcomes and postural control measures in patients with and without a history of ACL reconstruction: A case control study. *Journal of Sport Rehabilitation*, 27, 170–176.
30. Hofbauer, M., Soldati, F., Szomolanyi, P., i wsp. (2019). Hamstring autografts do not fully mature at 6 months post-op. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(1), 130–136.
31. Howell, S. M., Knox, K. E., Farley, T., i wsp. (1995). Revascularization of ACL graft during first two years. *American Journal of Sports Medicine*, 23(1), 42–49.
32. Janssen, R. P. A., Scheffler, S. U. (2014). Remodelling of hamstring grafts after ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(9), 2102–2108.
33. Kaeding, C. C., Léger-St-Jean, B., Magnussen, R. A. (2017). Epidemiology and diagnosis of ACL injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 36(1), 1–8.
34. Kellis, E., Sahinis, C., Baltzopoulos, V. (2023). Hamstrings-to-quadiceps torque ratio for injury prediction. *Journal of Sport and Health Science*, 12(3), 343–358.
35. Kiapour, A. M., Ecklund, K., Murray, M. M., i wsp. (2019). Changes in cross-sectional area and signal intensity of ACL grafts in the first 2 years. *American Journal of Sports Medicine*, 47(8), 1831–1841.

36. Kiapour, A. M., Flannery, S. W., Murray, M. M., i wsp. (2021). Regional differences in ACL signal intensity after surgery. *American Journal of Sports Medicine*, 49(14), 3833–3841.
37. Kohn, D., Deiler, S., Rudert, M. (1995). Arterial blood supply of the infrapatellar fat pad. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 114(2), 72–75.
38. Kostretzis, L., Nakamura, K., Siebold, M., i wsp. (2018). Flat anatomy of ACL and "ribbon-like" ACL reconstruction. *Journal of Research and Practice in Musculoskeletal Systems*, 2(4), e377–e388.
39. Kumar, S., Kumar, N., Singh, R. K., i wsp. (2024). Return to sport after ACL reconstruction: Functional outcomes and re-injury rates. *International Journal of Pharmaceutical and Clinical Research*, 16(5), 1908–1913.
40. Lai, C. C. H., Arden, C. L., Feller, J., i wsp. (2018). 83% of elite athletes return to preinjury sport after ACL reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 52(2), 128–138.
41. Laketić, D., Simić, M., Boljanović, J., i wsp. (2022). Microanatomical characteristics of arterial vascularization of the ACL. *Srpski Arhiv za Celokupno Lekarstvo*, 150(9–10), 575–580.
42. Li, H., Chen, S., Tao, H., i wsp. (2014). Correlation of factors influencing graft maturity after ACL reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(10), 1–7.
43. Li, H., Chen, J., Li, H., i wsp. (2017). MRI-based ACL graft maturity does not predict early functional outcomes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(10), 3171–3178.
44. Lin, K. M., Vermeijden, H. D., Klinger, C. E., i wsp. (2022). Differential regional perfusion of the human ACL: MRI assessment. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 9(1).
45. Lutz, P. M., Achnich, A., Schütte, V., i wsp. (2022). ACL autograft maturation on sequential MRI and clinical outcome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 30(10), 3258–3267.
46. Ma, D., Gulani, V., Seiberlich, N., i wsp. (2013). Magnetic resonance fingerprinting. *Nature*, 495(7440), 187–192.
47. Ma, Y., Murawski, C. D., Rahnama-Azar, A., i wsp. (2015). Graft maturity of ACL 6 months after surgery: MRI evaluation of quadriceps tendon and hamstring autografts. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(3), 661–668.

48. Mederake, M., Scheibe, V., Dalheimer, P., i wsp. (2024). Reliability and accuracy of Outerbridge classification in staging cartilage defects. *Orthopaedic Surgery*, 16(5), 1187–1195.
49. Mengis, N., Höher, J., Ellermann, A., i wsp. (2025). A guideline for validated return-to-sport testing in everyday clinical practice. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 13(5), 23259671251317208.
50. Meredith, S. J., Rauer, T., Chmielewski, T. L., i wsp. (2020). Return to sport after ACL injury: Consensus from the Panther group. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(8), 2403–2414.
51. Miyawaki, M., Hensler, D., Illingworth, K., i wsp. (2014). Signal intensity on MRI after allograft double-bundle ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(5), 1002–1008.
52. Nagai, T., Schilaty, N. D., Laskowski, E. R., i wsp. (2020). Hop tests can result in higher limb symmetry index values than isokinetic strength and leg press tests in patients following ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(3), 816–822.
53. Nagelli, C. V., Hewett, T. E. (2017). Should return to sport be delayed until 2 years post-ACL reconstruction? *Sports Medicine*, 47(2), 221–232.
54. Ntoulia, A., Papadopoulou, F., Zampeli, F., i wsp. (2013). MRI evaluation during ACL graft healing: a 2-year prospective study. *Skeletal Radiology*, 42(4), 541–552.
55. Otzel, D. M., Chow, J. W., Tillman, M. D. (2015). Long-term deficits in quadriceps strength and activation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy in Sport*, 16(1), 22–28.
56. Panos, J. A., Devitt, B. M., Feller, J. A. (2021). Effect of time on MRI appearance of grafts after ACL reconstruction: comparison of autologous hamstring and quadriceps grafts. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(9).
57. Paterno, M. V., Rauh, M. J., Schmitt, L. C. (2012). Incidence of contralateral and ipsilateral ACL injuries after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22(2), 116–121.
58. Petersen, W., Zantop, T. (2013). Return to play following ACL reconstruction: a survey among surgeons. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 133(7), 969–977.
59. Piedade, S. R., de Oliveira, V. M., dos Santos, A. P., i wsp. (2023). Rehabilitation following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency: What has

- changed since the 1960s? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 31(10), 3972–3984.
60. Piussi, R., Beischer, S., Thomeé, R., i wsp. (2020). Hop tests and psychological PROs for RTS assessment after ACL reconstruction. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 12, 32.
61. Proffen, B. L., Fleming, B. C., Murray, M. M. (2013). Histological predictors of failure loads in ACL healing vs grafts. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 1(6).
62. Pullen, W. M., Bryant, B., Gaskill, T., i wsp. (2016). Predictors of revision surgery after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 44(12), 3140–3145.
63. Putnis, S. E., Oshima, T., Klasan, A., i wsp. (2021). MRI at 1 year post-ACL autograft can identify high-risk cases of graft failure. *American Journal of Sports Medicine*, 49(5), 1270–1278.
64. Randsborg, P. H., Cepeda, N., Adamec, D., i wsp. (2022). Patient-reported outcome, return to sport, and revision rates 7–9 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 50(2), 423–432.
65. Ruiter, S. J. S., Brouwer, R. W., Meys, M., i wsp. (2016). MRI signal intensity of ACL graft after transtibial vs. anteromedial portal technique. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17(1), 334.
66. Runer, A., Roberti di Sarsina, T., Starke, V., i wsp. (2021). Reliability of arthrometers in measuring knee translation: intra- and inter-rater analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 29(8), 2717–2727.
67. Saito, Y., Kawata, S., Omotehara, T., i wsp. (2023). Abundance of synovium and blood capillaries at the femoral attachment of ACL. *International Journal of Morphology*, 41(2), 527–534.
68. Samitier, G., Marcano, A. I., Alentorn-Geli, E., i wsp. (2015). Causes of failure in ACL reconstruction. *Archives of Bone and Joint Surgery*, 3(4), 220–240.
69. Sanders, T. L., Maradit Kremers, H., Bryan, A. J., i wsp. (2016). Incidence of ACL tears and reconstruction: a 21-year population study. *American Journal of Sports Medicine*, 44(6), 1502–1507.
70. Scapinelli, R. (1968). Studies on vasculature of the human knee. *Acta Anatomica*, 70(3), 305–331.

71. Sedaghati, P., Ghafoori, M., Parvaneh Sarand, A., i wsp. (2025). Functional tests' sensitivity and specificity for return to sport after ACL reconstruction: a scoping review. *Iranian Journal of Rehabilitation Research*, 23(2), 145–158.
72. Simonsson, R., Sundberg, A., Piuksi, R., i wsp. (2025). Questioning the rules of engagement: a critical analysis of limb symmetry index for RTS. *British Journal of Sports Medicine*, 59(6), 376–384.
73. Snaebjörnsson, T., Hamrin Senorski, E., Sundemo, D., i wsp. (2017). Increased risk for contralateral ACL in adolescents and females. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(12), 3938–3944.
74. Stańczak, M., Swinnen, B., Kacprzak, B., i wsp. (2025). Neurophysiology of ACL injury. *Orthopaedic Reviews*, 17.
75. Suh, D. K., HyuckRhim, J., ChangCho, H., i wsp. (2021). Comparison of muscle strength and neuromuscular control up to 1 year after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee*, 29, 15–25.
76. Tashiro, Y., Gale, T., Sundaram, V., i wsp. (2017). Graft bending angle impacts early healing after ACL reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 45(8), 1829–1836.
77. Toy, B. J., Yeasting, R. A., Morse, S., i wsp. (1995). Arterial supply to human ACL. *Journal of Athletic Training*, 30(2), 149–152.
78. Vadranapu, S., Sahanand, S., Rajan, D. V., i wsp. (2024). Functional outcomes in single stage bilateral ACL reconstruction with a maximum follow up of 10 years. *Journal of Orthopaedics*, 52, 133–137.
79. van Eck, C. F., Schreiber, V. M., Mejia, A., i wsp. (2010). Systematic review of ACL reconstruction techniques and reporting. *Arthroscopy*, 26(9 Suppl), S2–S12.
80. van Groningen, B., van der Steen, M. C., Janssen, D. M., i wsp. (2020). Assessment of graft maturity after ACL reconstruction using autografts: a systematic review. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 2(4), e377–e388.
81. Waldron, K., Brown, M., Calderon, A., i wsp. (2022). Anterior cruciate ligament rehabilitation and return to sport: How fast is too fast? *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), e175–e179.
82. Wang, W., Li, X., Shi, R., i wsp. (2023). Abnormal balance control mechanisms in patients after ACL reconstruction. *Frontiers in Physiology*, 14, 1176222.

83. Weiler, A., Peters, G., Mäurer, J., i wsp. (2001). Contrast-enhanced MRI can predict vascularity and biomechanical properties of ACL grafts. *American Journal of Sports Medicine*, 29(6), 751–761.
84. West, T. J., Bruder, A. M., Crossley, K. M., i wsp. (2023). Unilateral tests of lower-limb function as prognostic indicators after ACL injury. *British Journal of Sports Medicine*, 57, 855–863.
85. Yao, S., Yung, P. S. H., Lui, P. P. Y., i wsp. (2021). Tackling the challenges of graft healing after anterior cruciate ligament reconstruction. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 756930.
86. Zdanowicz, U., Ciszowska-Łysoń, B., Paśnik, M., i wsp. (2021). Evaluation of ACL graft remodeling and prediction of failure using sequential MRI over two years. *Applied Sciences*, 11(11), 5278.
87. Zheng, H., Zeng, Y., Daoerji, N., i wsp. (2025). ACL repair vs. reconstruction: A meta-analysis. *BMC Surgery*, 25, 339.

ZAŁĄCZNIKI

1. Ankiety subiektywnej oceny stawu kolanowego



2000 IKDC Subjective Knee Evaluation Form

Imię i Nazwisko _____

Data _____ Data urazu _____ Operowana kończyna P L

1. Jaki rodzaj czynności może Pani/Pan wykonywać bez bólu kolana?

- bardzo intensywne czynności jak np. skoki, gra w koszykówkę, piłkę nożną 4
- intensywne czynności jak ciężka praca fizyczna, jazda na nartach, tenis 3
- umiarkowane czynności jak umiarkowana praca fizyczna, bieganie 2
- lekkie czynności jak spacer, praca w domu lub ogrodzie 1
- nie mogę wykonywać żadnej z powyższych czynności z powodu bólu kolana 0

2. Jak często w ciągu ostatnich 4 tygodni odczuwał/a Pan/Pani ból kolana?

- | | | | | | | | | | | | | |
|-------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|-------|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | |
| nigdy | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | stale |

3. Jeśli odczuwał/a Pan/Pani ból, jakie było jego nasilenie?

- | | | | | | | | | | | | | |
|----------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|------------------|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | |
| bez bólu | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | bardzo silny ból |

4. Jak sztywne lub obrzęknięte było Pana/Pani kolano w okresie ostatnich 4 tygodni ?

- w ogóle 4
- łagodnie 3
- umiarkowanie 2
- silnie 1
- bardzo silnie 0

5. Jaki rodzaj czynności może Pani/Pan wykonywać bez zauważalnego obrzęku kolana?

- bardzo intensywne czynności jak np. skoki, gra w koszykówkę, piłkę nożną 4
- intensywne czynności jak ciężka praca fizyczna, jazda na nartach, gra w tenis 3
- umiarkowane czynności jak umiarkowana praca fizyczna, bieganie 2
- lekkie czynności jak spacerowanie, praca w domu lub ogrodzie 1
- nie mogę wykonywać żadnej z powyższych czynności z powodu obrzęku kolana 0

6. Czy w ostatnich 4 tygodniach miał/a Pan/Pani zablokowane kolano lub odczuleś/aś nagle „przeskoczenie”?

- | | |
|----------------------------|----------------------------|
| tak | nie |
| <input type="checkbox"/> 0 | <input type="checkbox"/> 1 |

7. Jaki rodzaj czynności może Pani/Pan wykonywać bez uczucia „uciekania/ustępowania” kolana?

- bardzo intensywne czynności jak np. skoki, gra w koszykówkę, piłkę nożną 4
- intensywne czynności jak ciężka praca fizyczna, jazda na nartach, tenis 3
- umiarkowane czynności jak umiarkowana praca fizyczna, bieganie 2
- lekkie czynności jak spacer, praca w domu lub ogrodzie 1
- nie mogę wykonywać żadnej z powyższych czynności z uczucia ustępowania/uciekania kolana 0

8. Jaki jest największy poziom Pana/Pani normalnej aktywności fizycznej?

- bardzo intensywne czynności jak np. gra w koszykówkę, piłkę nożną 4
- intensywne czynności jak ciężka praca fizyczna, jazda na nartach, tenis 3
- umiarkowane czynności jak umiarkowana praca fizyczna, bieganie 2
- lekkie czynności jak spacer, praca w domu lub jego otoczeniu 1
- niezdolność do wykonania żadnej z powyższych czynności 0

9. Czy dolegliwości ze strony kolana wpływają na wykonywanie poniższych czynności?

	bez trudności	minimalne trudności	umiarkowane trudności	duże trudności	niemożliwe do wykonania
	4	3	2	1	0
a. wchodzenie po schodach	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. schodzenie ze schodów	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. klęczenie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. kucanie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. siedzenie ze zgiętymi kolanami	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. wstawanie z krzesła	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. bieg po prostej	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. podskoki na jednej nodze	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. szybkie ruszanie i zatrzymywanie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

10. Jak oceni Pan/Pani funkcję swojego kolana w skali od 0 do 10 (10 – normalna, nie zaburzona funkcja; 0 – niezdolność do wykonania żadnej czynności dnia codziennego)?

Funkcja kolana przed urazem:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
niezdolność do wykonywania codziennych czynności	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	bez ograniczeń

Obecna funkcja kolana:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
niezdolność do wykonywania codziennych czynności	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	bez ograniczeń

Skala Tegner- Lysholm

Utykanie

<input type="checkbox"/> Nie utykam kiedy chodzę	+5
<input type="checkbox"/> Mam lekkie utykanie z przerwami kiedy chodzę	+3
<input type="checkbox"/> Mam ciężkie i stałe utykanie kiedy chodzę	+0

Obciążanie

<input type="checkbox"/> Nie używam laski ani kul	+5
<input type="checkbox"/> Używam laski lub kuli, częściowo obciążam	+2
<input type="checkbox"/> Obciążenie operowanej nogi niemożliwe	+0

Blokowanie

<input type="checkbox"/> Nie mam blokowania ani uczucia haczenia w kolanie	+15
<input type="checkbox"/> Mam uczucie haczenia ale żadnego uczucia blokowania w kolanie	+10
<input type="checkbox"/> Moje kolano blokuje się sporadycznie	+6
<input type="checkbox"/> Moje kolano blokuje się często	+2
<input type="checkbox"/> W tej chwili czuje zablokowane kolano	+0

Niestabilność

<input type="checkbox"/> Moje kolano nigdy nie ucieka	+25
<input type="checkbox"/> Moje kolano rzadko ucieka, tylko podczas uprawiania sportu lub innych intensywnych aktywności	+20
<input type="checkbox"/> Moje kolano rzadko ucieka, tylko podczas uprawiania sportu lub innych intensywnych aktywności; w efekcie nie mogę w nich uczestniczyć	+15
<input type="checkbox"/> Moje kolano sporadycznie ucieka w codziennych czynnościach	+10
<input type="checkbox"/> Moje kolano często ucieka w codziennych zajęciach	+5
<input type="checkbox"/> Moje kolano ucieka w każdym kroku	+0

Ból

<input type="checkbox"/> Nie mam bólu kolana	+25
<input type="checkbox"/> Mam ból przerywany lub niewielki podczas intensywnych ćwiczeń	+20
<input type="checkbox"/> Mam wyraźny ból w kolanie podczas intensywnych aktywności	+15
<input type="checkbox"/> Mam wyraźny ból w kolanie w trakcie lub po przejściu ponad 1 kilometra	+10
<input type="checkbox"/> Mam wyraźny ból w kolanie w trakcie lub po przejściu mniej niż 1 kilometra	+5
<input type="checkbox"/> Mam stały ból w kolanie	+0

Obrzęk

<input type="checkbox"/> Nie mam obrzęku kolana	+10
<input type="checkbox"/> Mam obrzęk tylko po intensywnych aktywnościach	+6
<input type="checkbox"/> Mam obrzęk kolana po zwykłych czynnościach	+2
<input type="checkbox"/> Mam zawsze obrzęk kolana	+0

Wchodzenie po schodach

<input type="checkbox"/> Nie mam problemów podczas wchodzenia po schodach	+10
<input type="checkbox"/> Mam niewielkie problemy z wchodzeniem po schodach	+6
<input type="checkbox"/> Mogę wchodzić tylko po jednym schodku	+2
<input type="checkbox"/> Wchodzenie po schodach jest niemożliwe	+0

Kucanie

<input type="checkbox"/> Nie mam problemów w kucaniem	+5
<input type="checkbox"/> Mam niewielkie trudności z kucaniem	+4
<input type="checkbox"/> Nie mogę kucnąć powyżej 90° zgięcia w kolanie	+2
<input type="checkbox"/> Ze względu na kolano kucanie jest niemożliwe	+0

Punktacja

Wynik: _____

2. Karta oceny funkcjonalnej pacjentów 12 miesięcy po rekonstrukcji więzadła

Data badania: _____

Funkcjonalna ocena pacjenta po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Imię i Nazwisko: _____ Czas od operacji: _____ Operowana strona: _____

Miejsce pobrania: _____ Lekarz prowadzący: _____

A. SUBIEKTYWNA OCENA KOLANA

Skala	Punkty
IKDC	
Lysholm-Tegner	

B. POMIAR ZAKRESÓW RUCHU, OBWODY

Zakres ruchu	(°)
Zgięcie czynne NIEOPEROWANA (w leżeniu na plecach)	
Zgięcie czynne OPEROWANA (w leżeniu na plecach)	
Wyprost 2-petny od razu 1-petny po chwili 0-brak	
Przeprost czynny	TAK/NIE
Przeprost bierny	TAK/NIE

Obwody	(cm)
NIEOPEROWANA	
Obwód przestawowo	
Obwód udowy U1 (najgrubsze miejsce)	
Obwód udowy U2 (ok. 6 cm powyżej rzepki)	
Zachyłek nadržepkowy	
OPEROWANA	
Obwód przestawowo	
Obwód udowy U1 (najgrubsze miejsce)	
Obwód udowy U2 (ok. 6 cm powyżej rzepki)	
Zachyłek nadržepkowy	

C. POMIAR STABILNOŚCI STAWU KOLANOWEGO- Lachmeter

CZAS PO ZABIEGU	NIEOPEROWANA (mm)	OPEROWANA (mm)
3 miesiące		
6 miesięcy		
9 miesięcy		
12 miesięcy		

D. OCENA STABILNOŚCI POSTURALNEJ -K PLATES

Pomiar	
STANIE OBUNÓŻ	30 sek./10 sek. przerwy Oczy otwarte/zamknięte
PRZYSIAD OBUNÓŻ	30 sek./10 sek. przerwy Oczy otwarte/zamknięte
STANIE 1-NÓŻ	30 sek./10 sek. przerwy , P i L strona Oczy otwarte/zamknięte
PRZYSIAD 1-NÓŻ	30 sek./10 sek. przerwy , P i L strona Oczy otwarte/zamknięte

E. TEST SIŁY MIĘŚNIOWEJ-KINVENT K-PULL

Pomiar w warunkach izometrycznych	
MM.ZGINACZE STAWU KOLANOWEGO 90°	3x 5s, 10 s przerwy
MM.ZGINACZE STAWU KOLANOWEGO 30°	3x 5s, 10 s przerwy
MM.PROSTOWNIKI STAWU KOLANOWEGO 90°	3x 5s, 10 s przerwy

F.PANEL TESTÓW HOP TEST

12MIESIĘCY	DISTANCE TEST	SIDE TO SIDE TEST	VERTICAL JUMP
NIEOPEROWANA			
OPEROWANA			
LSI (%)			