



**Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego
w Warszawie**

mgr Magdalena Syrek

**Charakterystyka funkcjonalna pacjentów po całkowitej
rekonstrukcji ścięgna Achillesa leczonych
w Carolina Medical Center**

Promotor rozprawy doktorskiej
dr hab. Michał Wychowański prof. AWF Warszawa
Katedra Podstaw Fizjoterapii

Promotor pomocniczy rozprawy doktorskiej
dr n.med. Jacek Laskowski
Carolina Medical Center

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

Warszawa, czerwiec 2021

Oświadczenie autora rozprawy doktorskiej

1. Świadom/a odpowiedzialności prawnej oświadczam, że niniejsza praca doktorska na temat:

Charakterystyka funkcjonalna pacjentów po całkowitej rekonstrukcji ścięgna Achillesa leczonych w Carolina Medical Center

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

26.05.2021

Data

Magdalena Syrek

podpis autora pracy

10.06.2021

Data

M. Alz chonci'ski

podpis promotora pracy przyjmującego oświadczenie

Serdecznie dziękuje mojemu promotorowi
dr hab. Michałowi Wychowańskiemu
za cierpliwość, wyrozumiałość oraz cenne uwagi
podczas realizacji niniejszej pracy.

Wszystkim Bliskim, którzy motywowali i
wspierali mnie na każdym etapie powstawania tej
pracy.

Pracę tę dedykuję moim Rodzicom.

Spis treści

Streszczenie	6
1. Wstęp.....	10
1.1. Anatomia funkcjonalna ścięgna Achillesa.....	11
1.2. Etiologia i epidemiologia urazów ścięgna Achillesa.....	14
1.3. Metody leczenia zerwanego ścięgna Achillesa	17
1.4. Zastosowanie komórek mezenchymalnych w ortopedii.....	23
2. Cel pracy, hipotezy i pytania badawcze	27
3. Materiał i metody.....	28
3.1. Materiał.....	28
3.2. Opis metody rekonstrukcji ścięgna Achillesa.....	30
3.3. Program rehabilitacji pacjentów po rekonstrukcji ścięgna Achillesa.....	32
3.4. Ocena funkcji pacjenta za pomocą skali ATRS	39
3.5. Stabilograficzna ocena utrzymywania równowagi na stabilnym i niestabilnym podłożu.....	40
3.6. Sposób analizy rozkładu sił nacisku stóp podczas stania swobodnego, wspięcia na palce i przysiadu	45
3.7. Sposób analizy rozkładu sił nacisku stóp podczas chodu swobodnego i biegu ..	46
3.8. Ocena skoczności metodą Akimbo Counter Movement Jump.....	47
3.9. Metoda pomiaru momentów sił zginaczy podeszwowych i grzbietowych stawu skokowego w warunkach statyki i izokinetyki	49
4. Wyniki badań.....	51
4.1. Wyniki oceny funkcjonalnej pacjentów za pomocą skali ATRS.....	51
4.2. Wyniki prób stabilograficznych na stabilnym i niestabilnym podłożu.....	53

4.3.	Wyniki analizy rozkładu sił nacisku stóp podczas stania swobodnego, wspięcia na palce i przysiadu	57
4.4.	Wyniki analizy chodu swobodnego i biegu.....	62
4.5.	Wyniki oceny skoczności	66
4.6.	Wyniki pomiarów momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego w warunkach statyki.....	68
4.7.	Wyniki pomiarów momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego w warunkach izokinytyki	71
4.8.	Ocena efektów leczenia oraz wpływu zastosowania komórek mezenchymalnych u pacjentów po rekonstrukcji ścięgna Achillesa.....	75
5.	Dyskusja	81
6.	Wnioski i uwagi końcowe	94
7.	Piśmiennictwo	98
8.	Załączniki	118
8.1.	Spis rycin	118
8.2.	Tabele	120
8.3.	Formularz ATRS	126
8.4.	Zgoda Komisji Bioetycznej	127

Streszczenie

Głównym celem rozprawy było określenie poziomu sprawności funkcjonalnej kończyny operowanej u pacjentów po całkowitej rekonstrukcji ścięgna Achillesa leczonych według programu rehabilitacji pooperacyjnej w Carolina Medical Center. W badaniach uczestniczyło 10 kobiet i 50 mężczyzn w wieku 27-44 lat. Pacjenci zostali podzieleni na dwie grupy po 30 osób. Grupę G1 stanowiły osoby, które przeszły zabieg anatomicznej rekonstrukcji ścięgna Achillesa, rozszerzony o zastosowanie autologicznych mezenchymalnych komórek macierzystych. Pacjenci w drugiej grupie G2 przeszli zabieg rekonstrukcji ścięgna Achillesa, tą samą metodą co grupa pierwsza, ale bez aplikacji komórek macierzystych.

Badania obejmowały ankietę oraz analizę parametrów stabilograficznych, podoskopowych, parametrów chodu i biegu, skoczności oraz siły zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego.

W pracy, przedstawiono wyniki pomiarów długości ścieżki środka parcia stóp na podłoże podczas stania swobodnego, wspięcia na palce, przysiadu oraz chodu swobodnego i biegu. Wyniki pomiarów momentów sił mięśni oddziałujących na staw skokowy przedstawiono w warunkach statyki i izokinytyki.

Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski: i) Na podstawie ankiety ATRS stwierdzono, że pacjenci dobrze oceniali skutki 6 miesięcznej terapii. Rok po zabiegu w obu grupach G1 i G2 zaobserwowano bardzo istotny wzrost średnich ocen poziomu sprawności funkcjonalnej. ii) Po roku od zabiegu nastąpiła poprawa wszystkich parametrów chodu, stania swobodnego oraz przysiadu, gdzie wartości sił nacisku, jakie pacjenci osiągnęli stojąc na chorej kończynie dolnej, zbliżyły się do wyników zdrowej KD. iii) Rok po operacji, w obu grupach G1 i G2 nie doszło do wyrównania siły mięśniowej kończyny operowanej z kończyną zdrową. Największe różnice zaobserwowano w grupie pacjentów G2, w której nie podano komórek macierzystych. iv) Zastosowanie komórek macierzystych podczas rekonstrukcji ścięgna Achillesa wpłynęło na zwiększenie mocy maksymalnej podczas wyskoku oraz zwiększenie momentów siły mięśni zginaczy podszwowych operowanej kończyny, wskazując, że zastosowanie komórek macierzystych ma pozytywny wpływ na poprawę funkcji operowanego ścięgna Achillesa.

Pomimo uzyskanych bardzo dobrych ocen w ankiecie ATRS, wykazywali znaczące osłabienie siły w stawie skokowym, przede wszystkim zginaczy podszwowych. Osłabienie

siły mięśniowej operowanej kończyny dolnej wpłynęło na pogorszenie parametrów biegu, dowodząc, że zastosowana metoda rehabilitacji pooperacyjnej nie zapewniła pełnego powrotu funkcji kończyny dolnej po zabiegu rekonstrukcji AT. W związku z pozostającymi deficytami w zakresie zarówno koordynacji ruchowej jak i siły mięśniowej uznano, że powinna być kontynuowana dalsza specjalistyczna terapia funkcjonalna, z wyraźnym uwzględnieniem ćwiczeń koordynacyjnych i siłowych.

Słowa kluczowe: ścięgno Achillesa, rekonstrukcja, komórki macierzyste, rehabilitacja, sprawność funkcjonalna, stabilografia, analiza chodu, analiza biegu, wyskok, siła mięśniowa

Functional assessment of patients surgically treated for complete Achilles tendon rupture at Carolina Medical Center

The aim of the dissertation was to determine the level of functional fitness of the operated limb in patients who have undergone a reconstruction of the Achilles tendon (AT) and were subsequently subject to the postoperative rehabilitation protocol at the Carolina Medical Center hospital.

The study included 10 women and 50 men aged 27-44. The patients were divided into two 30-person groups. Group G1 consisted of persons who underwent an anatomical reconstruction of the Achilles tendon combined with the intraoperative administration of autologous mesenchymal stem cells (MSCs). Patients in the second group G2 underwent AT reconstruction, using the same method as in the case of G1, but without the application of MSCs. The data analysed throughout the study consist of information gathered through a dedicated questionnaire combined with stabilographic and podoscopic measurements that were taken while walking, running, and jumping along with the assessment of the ankle joint's plantar and dorsal flexors strength.

The paper presents the results of measurements of the length of the centre of pressure (LCOP) of the feet on the ground during free standing, toe climb, squats, free walking, and running. The results of muscle strength moments affecting the ankle joint were presented in terms of static and isokinetic environment.

Based on the conducted measurements and following analyses, the four main conclusions were drawn: i) Based on the ATRS questionnaire revealed that, subjectively, the patients deemed the effects of the 6-month therapy as "good". One year after the surgery, a very significant increase in the overall functional fitness level was reported. ii) One year post-surgery, there was an improvement in all parameters assessed while walking, free standing and squatting, while the measured values of the pressure forces while standing on the operated lower limb were close to the results of the healthy one. iii) One year after the surgery, muscle strength imbalance between the operated and healthy limb was recorded in both groups. However, the biggest differences in muscle strength values between the limbs were observed in the G2 patients. iv) The intraoperative use of MSCs during the AT reconstruction correlated with increased maximum power values during jumps and increased the plantar flexor muscles strength of the operated limb, indicating that the use of stem cells has a positive effect on the functional recovery of the operated Achilles tendon.

Despite highly satisfactory feedback gathered through ATRS questionnaires, the data indicates significantly decreased ankle joint muscle strength, especially in the case of plantar flexors. The reduced muscle strength of the operated lower limb plays a role in deterioration of the running parameters, which means that the applied postoperative rehabilitation programme did not ensure full functional recovery of the lower limb following the AT reconstruction. Due to the remaining deficits in terms of both motor coordination and muscle strength, it was concluded that further dedicated functional therapy protocol should be implemented with a clear focus on coordination and strength exercises.

Key words: Achilles tendon, reconstruction, stem cells, physiotherapy, functional fitness, stabilography, walking analysis, running analysis, jump, muscle strength

1. Wstęp

Ścięgno Achillesa jest największym ścięgnem w organizmie człowieka (Järvinen i in., 2005). Swoją nazwę zawdzięcza mitycznemu bohaterowi greckiemu, którego chwała i męstwo opisane zostały w Iliadzie. Chcąc zapewnić synowi nieśmiertelność matka zanurzyła wojownika w rzece Styks, trzymając go za piętę. Ten nieobmyty przez mityczną wodę fragment ciała stał się wrażliwy na potencjalne zranienia. Podczas Wojny Trojańskiej ugodzony zatrutą strzałą w piętę nieśmiertelny Achilles zginął. Do dziś zwrot „pięta Achillesowa” używane jest powszechnie jako określenie słabego punktu (Homer, 1955).

Obecnie coraz częściej dochodzi do przeciążeniowych urazów ścięgna Achillesa w postaci jego zerwania. Jest to uraz często wynikający z intensywnego uprawiania sportu z pominięciem odpowiedniej rozgrzewki, a przede wszystkim ćwiczeń rozciągających. Częstotliwość zerwań ścięgna Achillesa jest stosunkowo duża, szacowana na około 8 przypadków na 100 000 osób w ciągu roku. Średni wiek odnoszących kontuzje mężczyzn to około 40 lat (Suchak i in., 2005, Leppilahti i in., 1996). Około 75-80% wszystkich zerwań ścięgna Achillesa występuje podczas aktywności sportowej, takiej jak piłka nożna (28%), tenis (12%), siatkówka (7%), squash (7%), bieganie (7%) i narty (3%). Około 25% uszkodzeń ścięgna Achillesa jest niezwiązanych ze sportem (Strauss i in., 2007, Winter i in., 1998)

Celem diagnostyki funkcjonalnej narządu ruchu jest dostarczenie informacji, umożliwiających udoskonalenia metodyczne i technologiczne procesu leczenia ścięgien i więzadeł ludzkich, osiągnięte przez połączenie nowatorskiego podejścia fizjoterapeutycznego, opartego na znajomości biologii gojenia się tkanek miękkich i ścisłej współpracy z przedstawicielami różnych dyscyplin naukowych. Perspektywą takiej współpracy jest doprowadzenie do jak najlepszego funkcjonowania tkanek o właściwościach biochemicznych i biomechanicznych porównywalnych z natywnymi tkankami ścięgien i więzadeł.

Badania zostały przeprowadzone w ramach programu współfinansowanego ze środków Narodowego Centrum Badań i Rozwoju pt. „Nowatorskie metody inżynierii tkankowej wspomagające gojenie i regenerację ścięgien i więzadeł” – w skrócie START.

1.1. Anatomia funkcjonalna ścięgna Achillesa

Ścięgno piętowe stanowi wspólne zakończenie mięśnia trójgłowego łydki, w skład którego wchodzi mięsień brzuchaty łydki, na który składa się głowa przyśrodkowa oraz boczna (stanowią powierzchnią część grupy mięśni) oraz mięsień płaszczkowaty, który tworzy warstwę głęboką. Ponieważ każda z głów mięśnia tworzy ścięgno Achillesa, istnieje teoria o trójpęczkowej budowie tego ścięgna, które w warunkach fizjologicznych tworzy jeden sprawnie działający mechanizm (Ryc.1).



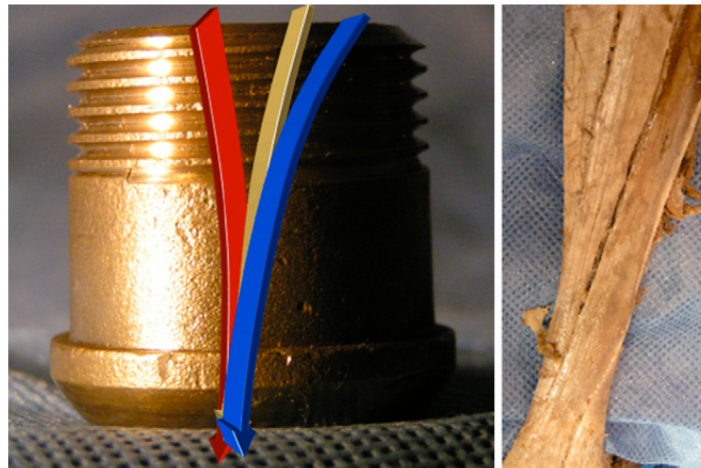
Ryc.1. Mięsień trójgłowy łydki (<https://www.fabrykasily.pl/> 2017).

Mięsień brzuchaty zaczyna się obustronnie na kłykciach kości udowej: głowa przyśrodkowa przyczepia się powyżej kłykcia przyśrodkowego kości udowej, natomiast głowa boczna biegnie od nadkłykcia bocznego. Przynęty końcowy znajdują się na guzie piętowym. Napędza on zatem dwa stawy – kolanowy i skokowy. Jest zbudowany głównie z włókien mięśniowych typu drugiego o długości 6-8 cm, odpowiedzialnych za duży moment siły potrzebny do biegania i skakania. Mięsień brzuchaty łydki unerwiony jest przez gałęzie mięśniowe nerwu strzałkowego głębokiego, a unaczyniony przez gałęzie tętnicy podkolanowej.

W przeciwieństwie do mięśnia brzuchatego łydki, mięsień płaszczkowaty jest mięśniem jednostawowym. Przynęty mięśnia płaszczkowatego zlokalizowany jest proksymalnie na głowie i 1/3 bliższej kości strzałkowej, kresie mięśnia płaszczkowatego kości piszczelowej oraz na powierzchni tylnej kości piszczelowej. Wraz z mięśniem brzuchatym łydki przechodzi płynnie w ścięgno piętowe i przyczepia się do kości piętowej. Mięsień płaszczkowaty zbudowany jest z włókien typu pierwszego o długości około 2-3 cm i unerwiany przez nerw piszczelowy, a unaczyniony przez tętnicę strzałkową i tętnicę piszczelową tylną (Bochenek i Reicher, 2010).

Rola mięśnia brzuchatego łydki i mięśnia płaszczkowatego polega głównie na zginaniu stopy podeszwowo. Dodatkowo mięśnie te mogą odwracać i przywodzić stopę. Mięsień płaszczkowaty przeciwdziała pochylaniu się goleni do przodu, a mięsień brzuchaty łydki zgina kolano i rotuje goleń na zewnątrz i do wewnątrz, w zależności od tego, która część brzośca ulega skurczowi (Wang, 2006, Ahmed i in., 1998).

W około połowie długości goleni rdzenie ścięgniste z obu głów mięśnia brzuchatego łydki przechodzą w ścięgno Achillesa. Dodatkowo w 1/3 dalszej goleni dołączają się włókna rdzenia ścięgnistego mięśnia płaszczkowatego, które układają się, równolegle do włókien powierzchniowych. Na wysokości kilku do kilkunastu centymetrów proksymalnie od guza piętowego, wszystkie włókna łączą się w jedno, wspólne ścięgno końcowe. Poszczególne części ścięgna Achillesa wykazują różne ułożenie włókien. Część proksymalna składa się z włókien ułożonych równolegle. W części środkowej pojawiają się pierwsze skręcenia włókien, a w części dystalnej około 5-6 cm powyżej górnego brzegu kości piętowej następuje całkowite skręcenie włókien i wynosi ono od 30 do 150 stopni, średnio 90 stopni (Ryc.2). Włókna pochodzące od głowy przyśrodkowej mięśnia brzuchatego przyczepiają się do tylnej powierzchni guza piętowego, głowy bocznej odpowiednio – do przedniej części, natomiast włókna pochodzące od mięśnia płaszczkowatego – do przyśrodkowej części guza (Sharma i Maffulli, 2005, Fugl-Meyer i in., 1979, Orishimo i in., 2008).



Ryc.2. Lewe ścięgno Achillesa. Rotacja pęczków widoczna jako śruba lewoskrętna (na podstawie Śmigielski, 2008).

W odróżnieniu od innych ścięgien, ścięgno piętowe nie jest pokryte pochewką ścięgnistą, lecz cienką warstwą tkanki włóknistej, która tworzy ościęgno. Bogate unaczynienie tej struktury zapewnia prawidłowe ukrwienie ścięgna i odgrywa ważną rolę w

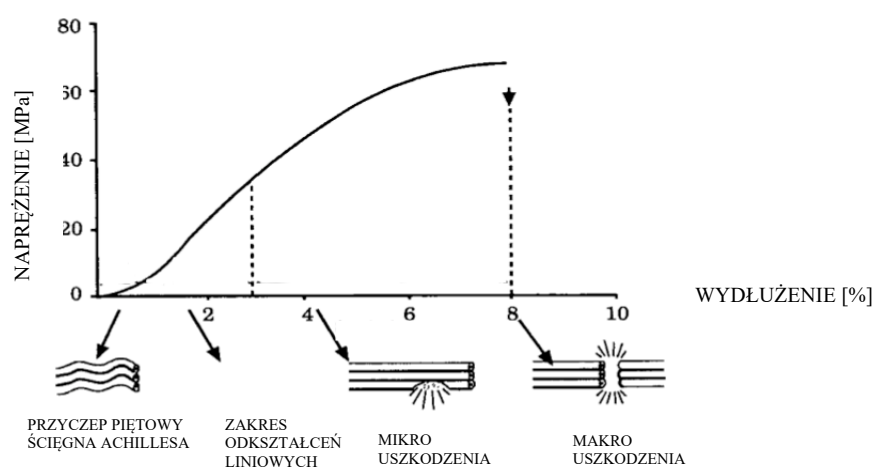
gojeniu się po uszkodzeniach. Ścięgno zbudowane jest w około 95% z włókien kolagenowych typu 1 – dają one dużą wytrzymałość mechaniczną na zerwania. Wytwarzane są przez tenocyty – zmodyfikowane komórki fibroblastów. Pozostałe 5% stanowią włókna typu 3 i 5 (Palmes i in., 2002).

Unaczynienie ścięgna piętowego możemy podzielić topograficznie na trzy strefy – górną, środkową i dolną. Strefa górna i dolna zaopatrywana jest w krew przez tętnicę piszczelową tylną, natomiast środkowy odcinek przez tętnicę strzałkową. Naukowcy uważają, że to właśnie ubogie unaczynienie środkowego odcinka ścięgna jest odpowiedzialne za jego podatność na uszkodzenia, z powodu mniejszych możliwości naprawczych (Ahmed i in., 1998). Unerwienie ścięgna Achillesa pochodzi od włókien nerwowych przebiegających w sąsiedztwie ścięgna.

Informacje na temat biomechaniki ścięgna pochodzą przeważnie z prac na modelach zwierzęcych bądź na preparatach pochodzących ze zwłok ludzkich. W trakcie ruchu ścięgno funkcjonuje jak sprężyna. Ma właściwości absorpcji energii, którą oddaje w późniejszym okresie. Możemy to zaobserwować np. w trakcie biegu. Podczas skoku ścięgno Achillesa jest w stanie zmagazynować około 74% energii mechanicznej. Około 16% energii oddaje w drugiej fazie ruchu, czyli w fazie odbicia. Podczas normalnego chodu jest w stanie zmagazynować około 6% energii mechanicznej, która przenoszona jest przez układ mięśniowo-ścięgnisty od strony proksymalnej w kierunku pięty. Podczas biegu obciążenie przenoszone przez ścięgno waha się w granicach 6,1 do 8,2 krotności ciężaru własnego ciała, a siły nacisku przekraczają 3 kN (Scott i Winter, 1990). Maksymalne obciążenie podczas biegu dochodzi do 12,5 krotności ciężaru ciała, a wspomniane siły nacisku do 9 kN (Komi i in., 1992). Podczas powolnego chodu wartości te wahają się w granicach 2,6 kN, a podczas jazdy na rowerze poniżej 1 kN (Komi, 1990). Tak wysokie wartości sił kilkakrotnie przekraczają wartości sił potrzebnych do zerwania ścięgna, wobec czego istotnym czynnikiem doprowadzającym do zerwania, oprócz rozciągania, jest szybkość odkształcenia. Najbardziej niebezpieczną sytuacją jest równoczesne działanie siły rozciągającej skośnie do układu włókien z bardzo dużą prędkością (Komi i in., 1992).

W pracy mięśnia i ścięgna można zaobserwować pewną zależność. Mówi o tym efekt Fenn'a, który wskazuje, iż ścięgna pomagają mięśniom zużywać mniej energii (Brandt i Orentlicher, 1972). Podczas biegu włókna mięśniowe napinają się częściej i silniej wytwarzając dużo energii, która gromadzi się w ścięgnie jak we wspomnianym modelu sprężyny. Ponadto ścięgno jest podatne na rozciąganie, co pozwala mięśniom na wydajniejszą pracę poprzez magazynowanie energii sił zewnętrznych. W trakcie ruchu

odbicia ścięgno oddaje zmagazynowaną energię, zwiększając tym samym moment siły zginaczy podeszwy w stawie skokowym. Przypomina to wyrzut z katapulty. Rozciągnięcie ścięgna o około 2% jego długości powoduje rozciąganie włókien kolagenowych bez ich uszkodzenia. Podczas rozciągnięcia ścięgna powyżej 8% jego długości pojawiają się makroskopowo widoczne uszkodzenia, natomiast po rozciągnięciu ścięgna powyżej 10% długości następuje całkowite jego zerwanie (Ryc.3) (Wang, 2006). Poskręcany układ włókien po rozerwaniu przypomina rozwłókniony pędzel (Sharma i Maffulli, 2005).



Ryc.3. Naprężenie w ścięgnie Achillesa podczas rozciągania w zależności od wydłużenia (na podstawie Doral i in., 2010).

1.2. Etiologia i epidemiologia urazów ścięgna Achillesa

Do całkowitego uszkodzenia ścięgna Achillesa dochodzi na skutek gwałtownego zgięcia grzbietowego stopy w związku z silnym napięciem mięśnia trójgłowego łydki np. podczas startu do biegu. Uszkodzenie następuje przeważnie w miejscu o osłabionej wytrzymałości mechanicznej (Arner i Lindholm, 1959). Patologie o etiologii zapalnej lokalizują się najczęściej w odcinku dystalnym i przyczepie ścięgna, natomiast zmiany o podłożu niedokrwiennie- degeneracyjnym w odcinku środkowo-bliższym ścięgna. Aż w 70-90% urazów ścięgna Achillesa przerwanie ciągłości tkanki zlokalizowane jest około 2 do 6 cm powyżej guza kości piętowej, co jest związane z gorszym ukrwieniem oraz ze zmianą przebiegu włókien ścięgniastych. Zmniejszenie ukrwienia tego odcinka może pogarszać proces hamowania w receptorach czucia głębokiego jednostki ścięgniasto-mięśniowej oraz być przyczyną zmian degeneracyjnych ścięgna. U wielu pacjentów lokalizacja zerwania znajduje się na poziomie przejścia części mięśniowej w ścięgniastą oraz przyczepu ścięgna

do guza piętowego, nierzadko z towarzyszącym oderwaniem elementu kostnego (Walkiewicz i in., 2002, Tylman i Dziak, 1996, Kibler, 1997, Strojek i in., 2016).

Wraz z wiekiem dochodzi do degeneracji ścięgna w przebiegu kumulacji mikrourazów oraz słabszych możliwości regeneracyjnych w tym obszarze. Coraz mniejsza liczba tenocytów wytwarza mniejszą ilość włókien kolagenowych typu 1, co predysponuje do osłabienia ich wytrzymałości. Dochodzi wtedy do powstawania zmian degeneracyjnych w miejscach o osłabionej wytrzymałości mechanicznej. Po zerwaniu równolegle ułożone włókna kolagenowe typu 1 o dużej średnicy zastępowane są przez bezładnie porozrzucane wielokierunkowo mniejsze włókna kolagenowe typu 3 bardziej podatne na siły rozciągające. Fałistość włókien pozostaje ta sama, natomiast wyraźnie mniejsze włókna kolagenowe typu 3 o małej średnicy porozrzucane są w rdzeniu i na peryferiach ścięgna (Maffulli i in., 2000).

Autorytet z dziedziny medycyny sportowej profesor Laedbetter uważa, że przeciążenie ścięgna Achillesa jest odpowiedzią adaptacyjną macierzy komórkowej tzw. „cumulative cell matrix adaptive response”, natomiast uraz jest błędem tej macierzy na skutek zadziałania obciążenia w sytuacji długotrwałych przeciążeń (Kintzi, 1999, Leadbetter, 1992).

W populacjach wysoko rozwiniętych degeneracja ścięgna Achillesa jest procesem powszechnym, naturalnym, występującym wraz z wiekiem (szczególnie u pacjentów powyżej 35 roku życia) u osób aktywnie uprawiających sport – częściej amatorsko niż profesjonalnie. Klinicznie bolesna tendinopatia nie jest przeważnie obecna przed zerwaniem ścięgna (Magnusson i in., 2002). Tylko 9 pacjentów (5%) z 176, którzy przeszli urazy w Abergem w Szkocji w latach 1990–1995 prezentowało dolegliwości bólowe przed zerwaniem (Waterston, 1997). Natomiast Nistor opisał 11 przypadków tendinopatii przed zerwaniem Achillesa u 25 zoperowanych pacjentów, to znaczy u 44% badanej grupy. Istotny jest fakt, iż 7 pacjentów otrzymywało iniekcje ze steroidów w okolicy ścięgna Achillesa z powodu dolegliwości bólowych (Nistor, 1981).

Podawanie sterydów w celu leczenia tendinopatii – zarówno doustnie jak i w iniekcjach, uważano do niedawna za działanie osłabiające wytrzymałość ścięgna Achillesa (Newnham i in., 1991, Dickey i Patterson, 1987). Uważa się, że niekorzystne działanie steroidów polega na zmniejszeniu odpowiedzi zapalnej po iniekcji, co jest ich naturalnym działaniem. Sportowcy nie odczuwając dolegliwości szybko wracają do treningów, mikrourazy są maskowane przez działanie leku, prowadząc w konsekwencji do całkowitego zerwania. Niewłaściwe ułożenie stawu skokowego i stopy w trakcie chodzenia – koślawe bądź szpotawe, może powodować horyzontalne, osiowe lub kolateralne odkształcenia

włókien ścięgna. Przewlekłe działanie przeciążeń odbiegających od obciążeń fizjologicznych, prowadzi do mikrouszkodzeń struktury ścięgna Achillesa, co bezpośrednio powoduje zwiększenie podatności na urazy. W tej sytuacji rozwiązaniem pośrednim może być stosowanie wkładek supinacyjnych bądź pronacyjnych, które przywracają prawidłową oś kończyn dolnych. Rozwijająca się współcześnie prężnie pedobarografia jest narzędziem ogromnie pomocnym w gabinecie fizjoterapeuty oraz ortopedy. Jest to specjalistyczne badanie polegające na pomiarze ciśnienia na podeszwowej stronie stóp i dostarczenie informacji wizualnej i numerycznej o ich wartości i rozkładzie przestrzennym podczas stania bądź chodu (Ruszczak i in., 2013).

Problem zagadnienia urazowości narządu ruchu w wymiarze globalnym, jest porównywalnym z epidemią o ogromnym zasięgu, przynoszącą co roku ogromne straty materialne i niemożliwe do oszacowania skutki społeczne. Dlatego ten właśnie problem stał się przyczyną ogłoszenia dekady 2000-2010 Dekadą Kości i Stawów (8-Th European Congress of the European Society of Sports Traumatology., 1998).

Ścięgno Achillesa jest najczęściej uszkodzonym ścięgnem w organizmie człowieka, stanowi około 45% wszystkich urazów ścięgien. Uraz ścięgna piętowego występuje częściej niż uszkodzenia ścięgien ręki. U osób uprawiających rekreacyjnie sport stanowi około 80% wszystkich urazów ścięgien, najczęściej występuje w dyscyplinach, które wymagają nagłych zwrotów i szybkich zmian prędkości jak koszykówka, siatkówka, piłka nożna itd. (Houshian i in., 1998, Kristensen i Andersen, 1972). W związku z coraz większym dostępem do uprawiania wielu różnych dyscyplin sportowych i propagowaniem zdrowego trybu życia, obserwuje się stopniowy wzrost liczby urazów ścięgna piętowego. Współczynnik uszkodzeń ścięgna na przełomie lat 1980-1995 wzrósł z 18,7 na 100 tysięcy mieszkańców do aż 37,3 na 100 tysięcy mieszkańców. Nastąpił widoczny wzrost urazów w ostatnich kilku latach (Aujla i in., 2018).

Zmienność rodzajów urazów Achillesa w związku z uprawianiem różnych dyscyplin sportowych zależy od kraju i związaną z nim popularnością sportów, uznawanych za sporty narodowe. W krajach skandynawskich wiele urazów ma związek z grą w badmintona. U 111 przebadanych pacjentów z urazami ścięgna Achillesa, 58 (52%) uprawiało regularnie tę dziedzinę sportu (Huttunen i in., 2014). W krajach Europy Środkowej i Zachodniej to przede wszystkim piłka nożna, tenis, siatkówka, koszykówka, narciarstwo i gimnastyka mają główny związek z urazami. Natomiast, w krajach Ameryki północnej, gdzie dominuje futbol amerykański, baseball, koszykówka i narciarstwo to te dyscypliny mają największy wpływ na częstość występowania urazów ścięgna Achillesa (Raikin i in., 2013).

Uprawianie sportu amatorskiego stanowi zdecydowaną większość przyczyn zerwań urazowych. Natomiast, w ostatnich latach widać coraz większy wzrost urazów niezwiązanych z uprawianiem sportu. Około 5 razy częściej urazy, podczas uprawiania sportu dotyczą mężczyzn niż kobiety (I. Lantto i in., 2015). Ma to związek z większym zaangażowaniem mężczyzn w uprawianie sportu. Urazy najczęściej dotyczą mężczyzn w wieku średnim tj. 30-40 lat oraz wieku 65-75 lat (Järvinen i in., 2005). Przykładem pacjenta z urazem ścięgna Achillesa jest tzw. „Niedzielny Wojownik”. Jest to mężczyzna w średnim wieku, który często w przeszłości regularnie uprawiał sport na średnim amatorskim poziomie. Najczęściej praca i życie rodzinne odsunęły go od regularnych ćwiczeń i aktywności fizycznych. Po latach, chęć ponownego powrotu do sportu na poziomie zapamiętanym przed laty, jest dramatyczna w skutkach. Osobnik bez przygotowania, często o kilkanaście kilogramów cięższy, wyrusza na upragniony trening. Pierwszy start do piłki, zryw do biegu, kończy się w większości przypadków zerwaniem ścięgna Achillesa.

1.3. Metody leczenia zerwanego ścięgna Achillesa

Od około połowy XX wieku możemy mówić o ciągłej dyskusji w literaturze medycznej dotyczącej właściwego sposobu leczenia ścięgna Achillesa. Do dziś powstało wiele różnych technik operacyjnych i nadal powstają nowe metody. Równocześnie coraz więcej badań na temat leczenia nieoperacyjnego ukazuje się w renomowanych czasopismach ortopedycznych (Iikka Lantto i in., 2016, Deng i in., 2017a, Soroceanu i in., 2012). Niestety nadal brak jest zgody co do najlepszej metody postępowania w urazach pierwotnych ścięgna Achillesa.

Nadal wybór sposobu leczenia zależy głównie od preferencji lekarza i oczekiwań pacjenta (Kocher i in., 2002). Zasadniczo leczenie ostrych urazów można podzielić na leczenie nieoperacyjne i operacyjne.

Operacyjna plastyka urazu Achillesa niesie ze sobą możliwość wystąpienia wielu różnych komplikacji. Należy tu wymienić ryzyko infekcji, zaburzenia gojenia rany, zrosty pooperacyjne, możliwość uszkodzenia nerwów obwodowych, jak i ryzyko powikłań przy znieczuleniu pacjenta do operacji. Dlatego, też przeciwnicy metod inwazyjnych podkreślają powszechność występowania wymienionych powikłań i proponują alternatywną drogę, wykazując dobre wyniki leczenia zachowawczego (Wilkins i Bisson, 2012, Soroceanu i in., 2012). Od kilku lat, w literaturze fachowej, coraz więcej jest doniesień, o dobrych wynikach leczenia konserwatywnego uszkodzeń ścięgna Achillesa (Ajis i Maffulli, 2007, Lo i in., 1997, Wilkins i Bisson, 2012, Renninger i in., 2016, Willits i in., 2010, Iikka Lantto i in.,

2016, Deng i in., 2017b). Ma to związek ze stosowaniem w leczeniu zachowawczym metody czynnościowej – tzw. „Functional Bracing” (tzw. orteza funkcjonalna), o której świat usłyszał w połowie lat 80-tych XX wieku (Nilsson-Helander i in., 2010). Umożliwia ona pełny zakres ruchu z wykluczeniem tylko zginania grzbietowego poza pozycję neutralną. Daje to możliwość ćwiczenia zakresu ruchomości oraz częściowego obciążania kończyny z użyciem kul od razu po zabiegu (Świerczyński i in., 2001, Popovic i Lemaire, 1999, Twaddle i Poon, 2007, Kerkhoffs i in., 2002). Zaletą tej formy leczenia ma być mniejszy ubytek masy mięśniowej łydki, szybki powrót pełnego zakresu ruchomości w stawie skokowym i bezbólowe poruszanie się. Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) w 2010 roku opublikował metodę postępowania w ostrych urazach ścięgna Achillesa, w której nie ma jednoznacznej informacji o właściwym postępowaniu w ostrych uszkodzeniach u ludzi młodych i aktywnych fizycznie (Chiodo i in., 2010). Zaleca jednak odstępowanie od operowania pacjentów w wieku podeszłym, chorych na cukrzycę, palaczy tytoniu, pacjentów z neuropatiami oraz innymi chorobami zwiększającymi ryzyko zaburzeń gojenia się ran i infekcji okołoperacyjnych.

Do około połowy XX wieku leczenie konserwatywne polegało w głównej mierze na unieruchomieniu kończyny w gipsie lub ortezie na okres 8 tygodni. Cetti zalecał utrzymanie opatrunku gipsowego w zgięciu podszwowym 20 stopni w stawie skokowym na okres około 3 do 4 tygodni (Cetti i in., 1993). Następnie zmieniano opatrunek ustawiając staw skokowy w pozycji neutralnej do czasu ukończenia pełnych 8 tygodni od urazu. Pacjent przez cały okres leczenia poruszał się przy pomocy 2 kul łokciowych z odciążaniem kończyny dolnej. Następnie zdejmowano opatrunek i pozwalano na stopniowe obciążanie kończyny do granicy bólu. Mimo dobrych wyników leczenia w unieruchomieniu tj. zadowalającego procentu ponownych zerwań powrót do aktywności fizycznych sprzed urazu był mocno wydłużony i z tego powodu, w porównaniu do leczenia operacyjnego nieakceptowalny. Pacjenci zgłaszali sztywność stawu skokowego, atrofię mięśni łydki, brak powrotu siły zginaczy stawu skokowego przez wiele miesięcy, co diametralnie wydłużało proces rekonwalescencji (Cetti i in., 1993).

Rozwój ultrasonografii i jej zastosowanie w ocenie gojenia ścięgien przyczynił się do rozwoju wspomnianego leczenia czynnościowego. Nowoczesna metoda USG, stosowana w diagnostyce medycznej (*medical ultrasound*) umożliwiła dokładną ocenę ślizgu ścięgna, prawidłowej biologii gojenia w kolejnych fazach zdrowienia uszkodzonego ścięgna. Pozwoliło to lekarzom i fizjoterapeutom na wdrożenia bardziej agresywnego protokołu rehabilitacyjnego. Wczesna mobilizacja ścięgna przez fizjoterapeutę, podejmowanie ruchów

w stawie skokowym oraz włączanie podczas ćwiczeń obciążeń stawu skokowego do granicy bólu miało na celu przyspieszenie rekonwalescencji u pacjentów i szybszy powrót do zdrowia bez ryzyka nieprawidłowego zrostu ścięgna (Barfod, 2014).

Do początku lat pięćdziesiątych XX wieku wyniki leczenia zachowawczego dotyczące ponownych zerwań ścięgien piętowych były gorsze od wyników leczenia operacyjnego. W 1972 roku Lea i Smith obserwowali proces gojenia u 66 pacjentów leczonych zachowawczo w łusce gipsowej bez obciążania kończyny przez 8 tygodni (Lea i Smith, 1972). Wykazali 7 ponownych zerwań tj. 13% z grupy badanej. Uważa się, iż złe wyniki leczenia w tamtym okresie miały związek z brakiem włączenia leczenia czynnościowego od pierwszych dni od urazu (Lea i Smith, 1972).

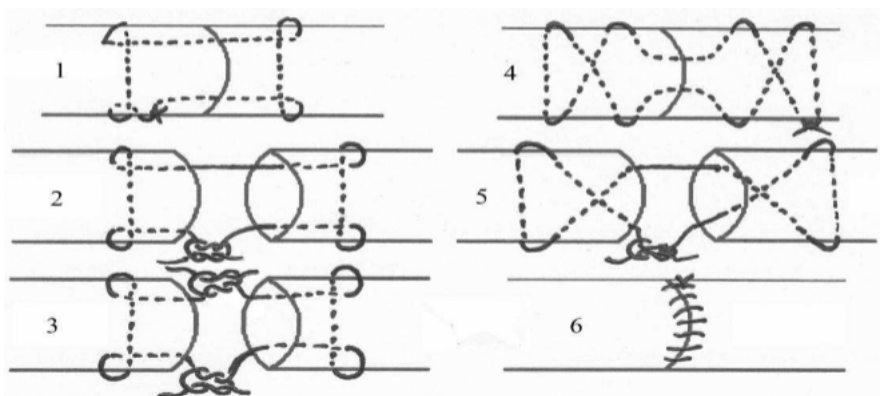
Przeciwnicy leczenia zachowawczego zwracają jednak uwagę, iż ścięgno bez operacji goi się dłużej i jest mniej odporne na ponowne zerwanie ze względu na swoją niską wytrzymałość mechaniczną. Erickson opublikował w 2015 roku pracę, w której przestudiował 9 metaanaliz opublikowanych w literaturze opisujących wyniki leczenia zachowawczego i operacyjnego. Konkluzją było stwierdzenie, iż po operacji pacjenci szybciej wracają do pracy, dodatkowo leczenie zachowawcze niesie ze sobą większe ryzyko ponownych zerwań w przyszłości (Erickson i in., 2015, Wallace i in., 2011).

Przez ostatnie 3 dekady leczenie operacyjne urazów ścięgna Achillesa pozostaje najczęściej wybieraną formą leczenia. Powstające nowe metody operacyjne, a także nowe protokoły rehabilitacyjne zachęcają coraz większą grupę ortopedów do wyboru tej opcji leczenia. Najważniejszymi zaletami leczenia inwazyjnego jest zmniejszenie prawdopodobieństwa ponownych zerwań, a także wpływ na szybszy powrót do pracy i sportu. Krótszy czas utrzymywania kończyny w unieruchomieniu po operacji przyspiesza regenerację masy mięśniowej i co za tym idzie przyspiesza odbudowę momentu siły zginaczy podszwowych stawu skokowego. Prawidłowo wykonana plastyka ścięgna Achillesa ogranicza możliwość wydłużania się włókien ścięgna po operacji w momencie włączenia wczesnego obciążenia, co ma miejsce w trakcie leczenia zachowawczego. Opublikowano prace, w których autorzy raportują, iż procent ponownych zerwań po operacji zmniejsza się diametralnie z 13% – 20% (Nilsson-Helander i in., 2010) do 1% – 4% (Cetti i in., 1993) w zależności od literatury źródłowej.

Sposoby leczenia operacyjnego można podzielić zasadniczo na dwie grupy – operacje klasyczne tzw. na otwarto (odsłaniające ścięgno dzięki przecięciu skóry), które pojawiły się wraz z rozwojem ortopedii urazowej pod koniec XIX wieku oraz operacje sposobami małoinwazyjnymi (tzw. metoda „przezskórna” polegająca na wykonaniu kilku punktowych

nacięć), które umożliwiły, w latach siedemdziesiątych XX wieku intensywny postęp technologiczny w zakresie inżynierii biomedycznej. Pierwsze wyniki leczenia sposobem klasycznym ukazały się w literaturze we wspomnianej już wcześniej pracy Quena i Stojakonovica z 1929 roku. Z racji tego, iż przez lata nie znano innej metody leczenia operacyjnego stosowano ją na całym świecie jako złoty standard postępowania. Jest to najlepiej poznany i zbadany sposób leczenia świeżych urazów Achillesa. Drugą grupę stanowią operacje przy wykorzystaniu technik małoinwazyjnych. Techniki te powstały w latach 70-tych XX wieku. Wraz z bardzo szybkim rozwojem diagnostyki obrazowej i implantologii powstają wciąż nowe techniki operacyjne zerwanego ścięgna Achillesa.

W przypadku zerwania ścięgna Achillesa głównym celem leczenia operacyjnego jest mocne i stabilne połączenie kikutów rozerwanego ścięgna. Technika klasyczna zakłada zespolenie kikutów uszkodzonego ścięgna Achillesa pod kontrolą wzroku. Aby uwidocznić ścięgno należy wykonać cięcie na tylno-przyśrodkowej stronie podudzia, rozpreparować tkanki miękkie, zdjąć delikatnie ścięgno i uwidocznić miejsce zerwania. Po opracowaniu kikutów uszkodzonego ścięgna należy rozważyć sposób połączenia dwóch rozerwanych fragmentów. Podstawową metodą takiego zespolenia jest użycie przynajmniej dwóch nici niewchłaniających z zastosowaniem standardowej metody szycia uszkodzonych ścięgien opracowanej przez Bunnella (Park i in., 2001).



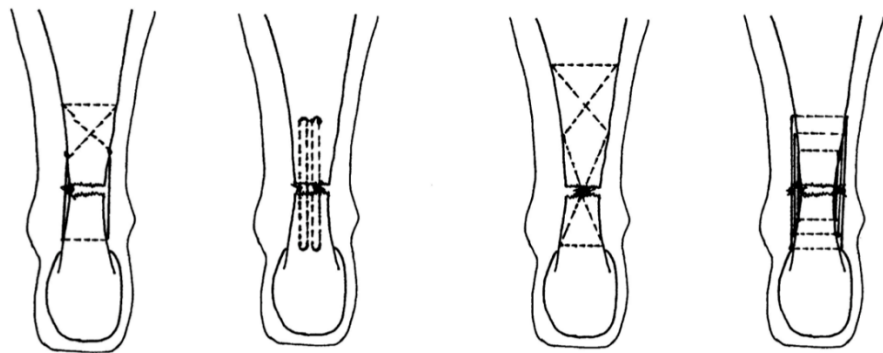
Ryc.4. Techniki szycia stosowane do zszywania ścięgien. 1 szew Kesslera, 2 zmodyfikowany szew Kessler'a (pojedynczy), 3 zmodyfikowany szew Kessler'a (podwójny), 4 szew Bunnell'a, 5 zmodyfikowany przez Kleinert'a szew Bunnell'a, 6 obszycie szwami prostymi (na podstawie Podgórski i Nowak, 2012).

Rycina 4 prezentuje sposoby obszycia każdego z kikutów poprzez przewlekanie nici na skos przez całą grubość ścięgna od strony zerwania w kierunku dystalnym i z powrotem do miejsca zerwania po przeciwnej stronie od miejsca wprowadzenia nici. Następnie nici wiązane są z dociskiem brzegów bok do boku. Istnieje wiele modyfikacji i sposobów

połączenia ze sobą kikutów za pomocą jednej nici, dwóch nici i więcej. Niektórzy autorzy uważają, iż większą wytrzymałość zespolenie kikutów osiąga stosując technikę szycia zaproponowaną przez Kesslera (Leppilahti i Orava, 1998), bądź stosując pętle zamykające sposobem Krackowa (Yammine i Assi, 2017). Należy wspomnieć, iż stosując wspomniane metody można dodatkowo zastosować technikę tzw. „locking loop”. Jest to zabezpieczenie każdej z pętli dodatkową pętlą, która zacieśnia węzły nie dopuszczając do zerwania nici i przecięcia ścięgna przy zaciągnięciu pętli (Maquirriain, 2011). Przedstawione metody szycia ścięgien sposobem klasycznym dają porównywalną wytrzymałość mechaniczną, co gwarantuje niski procent powtórnych zerwań.

Oprócz stosowania nici, do zespolenia kikutów można także korzystać z innych materiałów z użyciem tkanek własnych pacjenta takich jak ścięgno mięśnia podeszwowego, leżącego w bliskim sąsiedztwie ścięgna Achillesa bądź allograftów, czyli tkanek pochodzących ze zwłok: ścięgno mięśnia smukłego, półścięgnistego, zginacza długiego palców, zginacza długiego palucha oraz powięzi szerokiej uda. Ma to zastosowanie przeważnie w zastarzałych uszkodzeniach lub przy dużej diastazie między kikutami, uniemożliwiającej zbliżenie do siebie końców ścięgna (Y. S. Lee i in., 2005, Carmont i Maffulli, 2007, Maffulli i in., 2008). Pozwala to na stabilne zespolenie, zmniejszając równocześnie ryzyko zrostów pooperacyjnych (Lieberman i in., 1988, Choksey i in., 1996).

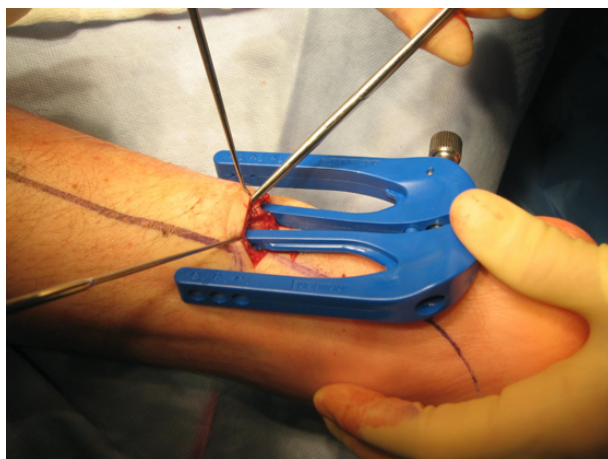
W 1977 roku Ma i Griffith opisali technikę plastyki przezskórnej urazu ścięgna Achillesa, jako kompromis między metodą operacji klasycznych, a leczeniem zachowawczym (Ryc.5) (Ma i Griffith, 1977). Założeniem jest brak otwierania ścięgna w miejscu zerwania, dzięki czemu unaczynienie ościęgna nie jest uszkodzone przez narzędzia chirurga, co przyspiesza proces regeneracji. Technika operacji polega na wykorzystaniu czterech małych nacięć skóry wzdłuż przyśrodkowego i bocznego brzegu ścięgna. Przez te otwory przewleka się niewchłaniającą nić za pomocą dużej igły, stosując szew Bunnela. Należy zauważyć, iż przewlekając igłę przez małe otwory szycie kikutów odbywa się bez kontroli wzroku. Wśród 18 zoperowanych pacjentów Ma i Griffith (1977) opisali 2 przypadki nieinfekcyjnego zaburzenia gojenia rany oraz brak ponownych zerwań ścięgna. Wraz z rozpowszechnianiem się tej techniki, zauważono jednak występowanie po operacji jatrogennego porażenia nerwu łydkowego (Klein i in., 1991, Delponte i in., 1992). Kolejni autorzy podejmowali próby modyfikacji metody małoinwazyjnej uzyskując dobre i bardzo dobre wyniki leczenia, brak uszkodzeń nerwu łydkowego i mniejszą częstotliwość powtórnych zerwań ścięgna (Webb i Bannister, 1999, Amlang i in., 2005, Martinelli, 2000).



Ma & Griffiths Webb & Bannister Carmont & Maffulli Assal & Achillon

Ryc.5. Metody szycia ścięgna Achillesa (na podstawie Carmont i in., 2011).

Duże ułatwienie szycia ścięgna w trakcie operacji daje zastosowanie metody opisanej przez Assala, wykorzystującej instrumentarium o nazwie Achillon (Ryc. 6). Operacja polega na wykonaniu jednego nacięcia skóry o długości około 4 cm na wysokości zerwania, po stronie przyśrodkowej wzdłużnie bądź poprzecznie do uszkodzenia. Następnie przecina się ościęgno, usuwa krwiniak i wkłada się instrumentarium podskórnym nie przecinając ościęgna długimi ramionami w kierunku proksymalnym (Assal i in., 2002).



Ryc.6. Metoda szycia ścięgna Achillesa z użyciem instrumentarium Achillon (na podstawie Carmont i in., 2011).

Stosując techniki małoinwazyjne opisane wyżej, diametralnie zmniejsza się ryzyko występowania krwiaków podskórnych okolicy rany operacyjnej. Pośrednio zmniejsza to ryzyko powstawania infekcji podskórnych, które mogą prowadzić w konsekwencji do rozejścia się rany, a nawet do wypadnięcia płatów skórnych w tej okolicy. Przeciwnicy chirurgii małoinwazyjnej podkreślają, iż brak możliwości wizualizacji ścięgna diametralnie

zmniejsza stopień powodzenia stabilnego połączenia kikutów bok do boku. Zarzucają także, iż dociąganie kikutów bez kontroli wzroku może powodować zbliżanie się końców nieosiowo tj. na tzw. zakładkę. Powstała w taki sposób blizna skraca długość ścięgna, a ponadto jest mniej odporna na ponowne zerwanie (Bradley i Tibone, 1990, Lim i in., 2001).

Brak wizualizacji podczas szycia przezskórnego uszkodzonych ścięgien piętowych i brak obiektywnej pewności stabilnego połączenia kikutów bok do boku może zostać rozwiązany poprzez zastosowanie podczas operacji technik artroskopowych. Takie rozwiązanie zaproponował Maffulli w książce „Minimally Invasive Surgery for Achilles Tendon Disorders in Clinical Practice” (Maffulli i Easley, 2013). Wykorzystując jedno z dystalnych nacięć po stronie przysrodkowej wprowadzał artroskop podskórnie i lokalizował poziom uszkodzenia. Za pomocą specjalnych narzędzi wykonywał oczyszczenie - *debridement* tkanek miękkich tak, aby dobrze zwizualizować miejsce uszkodzenia. Pewność stabilnego połączenia kikutów pozwalała autorowi na bardziej agresywne wdrożenie rehabilitacji ruchowej i obciążanie po operacji. Pacjenci od pierwszej doby po operacji obciążali operowane kończyny do poziomu tolerancji bólowej, natomiast zaopatrzenie ortopedyczne w postaci buta typu Walker zdejmowano po 3 tygodniach od operacji. Po około 10 tygodniach od operacji pacjentom pozwalano na trenowanie joggingu i powrót do aktywności sportowych sprzed urazu.

Pomimo istnienia wielu metod rekonstrukcji ścięgna Achillesa mających na celu przywrócenie stabilności stawu, większość z nich nie odtwarza prawidłowej budowy anatomicznej zerwanego ścięgna. Zabiegi rekonstrukcji ścięgna Achillesa przeprowadzane w Klinice Carolina Medical Center od 2000 roku polegają na odtworzeniu trójpęczkowego układu i anatomicznego skręcenia włókien ścięgna, pochodzących z mięśnia brzuchatego łydki oraz mięśnia płaszczkowatego (Śmigielski, 2008, Szaro i in., 2009, Pierre-Jerome i in., 2010).

1.4. Zastosowanie komórek mezenchymalnych w ortopedii

Mimo postępów w leczeniu urazów ścięgien i więzadeł, które należą do najczęściej spotykanych schorzeń układu mięśniowo-szkieletowego, kwestia optymalnej metody ich leczenia nie została nadal rozwiązana.

Terapia autologicznymi komórkami macierzystymi prowadzona jest od lat 60-tych ubiegłego wieku przede wszystkim w postaci przeszczepów krwiotwórczych. W okresie ostatnich 10 lat leczenie komórkami macierzystymi dało początek tzw. inżynierii komórkowej i medycynie regeneracyjnej. Obecnie klinicznie wykorzystywanych jest

kilkadziesiąt typów komórek macierzystych, spośród których najszersze zastosowanie mają tzw. mezenchymalne komórki macierzyste (Mesenchymal Stem Cells lub Mesenchymal Stromal Cells, MSC) (MacLean i in., 2012). Komórki te zdolne są do różnicowania, w zależności od lokalizacji, w jaką zostaną przeszczepione, przede wszystkim w dojrzałe komórki tkanki tłuszczowej, kostnej lub chrzęstnej. Oprócz tego można doświadczalnie indukować ich różnicowanie in vitro w komórki ośrodkowego układu nerwowego, trzustki i wątroby (Zuk i in., 2001).

W rejestrze Amerykańskich Instytutów Zdrowia figuruje ponad 3 tysiące raportów z doświadczeń klinicznych z wykorzystaniem mezenchymalnych komórek macierzystych (Grande i in., 1995, Butler i in., 2008, Costa-Almeida i in., 2019). Stosowane są one m. in. do hamowania niekorzystnych reakcji o podłożu immunologicznym, w tym w leczeniu chorób wynikających z niezgodności pomiędzy biorcą a dawcą przeszczepu (Szustka i Rogalińska, 2017) oraz w leczeniu tzw. chorób z autoagresji układu odpornościowego (Maria i in., 2017). Badane są możliwości wykorzystania MSC w regeneracji więzadeł i ścięgien (Chaudhury, 2012), komórki te służą też do zasiedlania sztucznych kości wszczepianych w okolice ubytków układu szkieletowego (Xia i in., 2018). Innymi zastosowaniami mezenchymalnych komórek macierzystych są próby leczenia skutków zawału serca (Carvalho i in., 2015), uszkodzeń mózgu, rdzenia kręgowego i nerwów (Jones i Redpath, 1998, Jiang i in., 2017), mięśni szkieletowych (Qazi i in., 2019), cukrzycy (Moreira i in., 2017), marskości wątroby (Taléns-Visconti i in., 2007) i choroby popromiennej (Zimmerlin i in., 2013).

Najbezpieczniejszym i najwydajniejszym źródłem MSC jest tkanka tłuszczowa, innym najwcześniej odkrytym i do tej pory często wykorzystywanym ich źródłem jest szpik kostny (Izadpanah i in., 2006). Biorąc pod uwagę łatwość pobierania, minimalną inwazyjność, jak również wysokie stężenie komórek – tkanka tłuszczowa wydaje się optymalnym źródłem MSC. Opublikowano wyniki badań, które wykazały, że 1 g tkanki tłuszczowej może dostarczyć około 5000 komórek macierzystych, co stanowi 500 razy więcej komórek, jakie można otrzymać z tej samej masy szpiku kostnego (Salem i Thiemermann, 2010).

Przewlekłe zapalenie ścięgien stanowi klinicznie istotne wyzwanie dla lekarzy i fizjoterapeutów, które często dotyka sportowców. Badanie przeprowadzone przez Oshitę i współautorów (Oshita i in., 2016). zostało zaprojektowane w ten sposób, by przyjrzeć się zapaleniu ścięgna Achillesa i jego leczeniu za pomocą wstrzyknięcia komórek macierzystych pochodzących z tkanki tłuszczowej. W grupie otrzymującej wstrzykiwania

odnotowano znacząco zredukowane zwyrodnienie ścięgna oraz bardziej korzystny stosunek kolagenu typu 3 do kolagenu typu 1 (Costa-Almeida i in., 2019). W leczeniu ścięgna Achillesa stosuje się także podawanie osocza bogatopłytkowego (PRP – *platelet rich plasma*), gdzie wykazano przyspieszenie procesów gojenia poprzez stymulację komórek macierzystych do namnażania i pobudzanie fibroblastów do produkcji kolagenu, jednakże tylko w początkowym okresie przebudowy ścięgna (Xu i in., 2017).

Projekt START przeprowadzony w klinice Carolina Medical Center zakładał zbadanie wpływu autologicznych mezenchymalnych komórek macierzystych na przebieg gojenia ścięgna Achillesa. Komórki rezydujące w tkance tłuszczowej (*adipose derived stromal cells*, ADSC) należą do klasy określanej zwyczajowo w Polsce "mezenchymalnymi komórkami macierzystymi" w terminologii angielskiej bardziej właściwie "mesenchymal stromal cells" czyli mezenchymalnymi komórkami podścieliska. Są to komórki zdolne do różnicowania się w szereg składowych tkanek, w tym w kierunku adipogenezy, są więc materiałem z wyboru dla metod z zakresu medycyny naprawczej. Nie wykazano cechy "macierzystości" ADSC, co przemawia za większym bezpieczeństwem ich stosowania, gdyż nie mają one cechy nieskończonego podtrzymywania liczebności swojej populacji po przeszczepieniu. Celem projektu była ocena wpływu autologicznych ADSC, izolowanych z tkanki tłuszczowej pacjentów następnie podanych śródoperacyjnie na tkankę ścięgna Achillesa. Celowość użycia komórek uzasadniona była potwierdzonymi doświadczalnie cechami ADSC – komórki te mają lokalne działanie immunomodulacyjne, zmniejszając lokalny odczyn zapalny (Uysal i Mizuno, 2010). Opisano także szereg korzystnych efektów na gojenie się ścięgna, poprawy jego histologicznej budowy oraz właściwości biomechanicznych (Sahni i in., 2014, Butler i in., 2008).

Oczekiwany efektami zastosowania komórek macierzystych było: hamowanie odczynu zapalnego, pobudzanie regeneracji poprzez migrację w miejsce uszkodzenia własnych tzw. tkankowo-specyficznych komórek macierzystych, stymulowanie komórek obecnych w uszkodzonej tkance do jej naprawy (np. tzw. tenocytów w ścięgnie) oraz w mniejszym stopniu wytwarzanie komórek potomnych zdolnych do różnicowania się w brakujące elementy. Pomimo, że MSC są nazywane komórkami macierzystymi, ich liczba stopniowo zmniejsza się w miejscu ich stosowania, aż w końcu kompletnie zanikają. Jest to cecha korzystna, gdyż przywraca skład i proporcje komórek w tkankach do normy jaką był stan sprzed zaistnienia urazu lub choroby (Norelli i in., 2018).

Stosowanie komórek macierzystych jest dziedziną na tyle nową, że pełna ocena przyszłych możliwości terapeutycznych wydaje się przedwczesna. Dotychczas

opublikowane wyniki potwierdzają bardzo duży potencjał rozwojowy tej dziedziny badań wykazując, że metody medycyny regeneracyjnej nadają się do leczenia chorób dla których nie istnieją inne formy terapii.

Niniejsze badania stanowią próbę oceny skuteczności wybranych metod leczniczych w procesie rehabilitacji ścięgna co w przyszłości pozwoli ukierunkować i udoskonalić proces leczenia tej choroby.

2. Cel pracy, hipotezy i pytania badawcze

Celem poznawczym pracy jest określenie poziomu sprawności funkcjonalnej kończyny operowanej u pacjentów po całkowitej rekonstrukcji ścięgna Achillesa leczonych według programu rehabilitacji pooperacyjnej w Carolina Medical Center.

Celem praktycznym pracy jest ocena skuteczności stosowanej w CMC metody rehabilitacji pacjentów po całkowitej rekonstrukcji ścięgna Achillesa oraz wskazanie odpowiedniej metody do rutynowej diagnostyki funkcjonalnej stawu skokowego w klinice ortopedyczno-rehabilitacyjnej.

Hipotezy badawcze:

1. Opracowana i stosowana w CMC metoda usprawniania jest wystarczającym procesem przywracającym funkcje stopy u pacjentów po całkowitej rekonstrukcji ścięgna Achillesa.
2. Po 6 miesiącach rehabilitacji w CMC pacjenci po całkowitym zerwaniu ścięgna Achillesa osiągają pełną sprawność funkcjonalną operowanej kończyny.

Pytania badawcze:

1. Czy wyniki diagnostyki funkcjonalnej wykonanej rok po operacji potwierdziły powrót do pełnej sprawności funkcjonalnej pacjentów po rekonstrukcji ścięgna Achillesa?
2. Czy zastosowanie komórek macierzystych podczas rekonstrukcji ścięgna Achillesa wpływa na czas powrotu do sprawności sprzed urazu?

3. Materiał i metody

W badaniach wzięło udział 60 pacjentów, w tym 50 mężczyzn i 10 kobiet, u których stwierdzono całkowite zerwanie ścięgna Achillesa. U 30 pacjentów uraz dotyczył prawej kończyny dolnej. Pacjenci zostali podzieleni na dwie grupy. Pierwszą grupę G1 (26 mężczyzn i 4 kobiety) stanowiły osoby, które przeszły zabieg anatomicznej rekonstrukcji ścięgna Achillesa, rozszerzony o zastosowanie autologicznych mezenchymalnych komórek macierzystych podanych bezpośrednio do leczonego ścięgna, a uprzednio wyizolowanych z własnej tkanki tłuszczowej pacjenta. Pacjenci w drugiej grupie G2 (24 mężczyzn i 6 kobiet), przeszli zabieg rekonstrukcji ścięgna Achillesa, tą samą metodą co grupa G1, ale bez aplikacji komórek macierzystych.

Badania biomechaniczne odbywały się w Centrum Diagnostyki Funkcjonalnej w Carolina Medical Center w Warszawie. Badania ankietowe oraz pomiary parametrów funkcjonalnych zostały przeprowadzone 6 miesięcy po zabiegu oraz powtórzone rok po rekonstrukcji ścięgna Achillesa w celu stwierdzenia trwałości osiągniętej sprawności funkcjonalnej.

Do oceny funkcjonalnej dotyczącej codziennego funkcjonowania pacjentów zastosowano skalę ATRS (*Achilles Tendon Total Rupture Score*). Do oceny wybranych funkcji pacjentów, w warunkach laboratoryjnych zastosowano znane i sprawdzone metody pomiarowe: stabilografię do oceny sprawności mechanizmu utrzymywania pionowej pozycji ciała na stałym i ruchomym podłożu, podoskopię do oceny wysklepienia stopy, ścieżka podoskopowa do oceny parametrów chodu i biegu, platforma dynamometryczna do oceny skoczności oraz specjalnego stanowiska do pomiaru momentu siły zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego. Wszystkie zastosowane metody są rutynowo stosowane w Carolina Medical Center i cechują się dobrą rzetelnością pomiarową oraz posiadają własne, wynikające z wieloletniego doświadczenia protokoły badań biomechanicznych.

3.1. Materiał

Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Warszawie (uchwała nr 30/13 z dnia 24.10.2013 roku) oraz każdorazowo pisemną deklarację uczestnika badania, wyrażającą chęć udziału w badaniach.

Kryteria włączenia do grupy badanej:

- a) Zgoda pacjenta na udział w badaniach,

- b) przedział wiekowy: 18-50 lat,
- c) rekonstrukcja całkowitego zerwanie ścięgna Achillesa,
- d) mężczyźni i kobiety,
- e) operacja przeprowadzona do 2 tygodni od urazu,
- f) regularna rehabilitacja tylko w klinice Carolina Medical Center w okresie 6 miesięcy od zabiegu operacyjnego.

Kryteria wyłączenia z badań pacjentów:

- a) częściowe uszkodzenie ścięgna Achillesa,
- b) powtórne uszkodzenie ścięgna Achillesa,
- c) świeże uraz bądź przewlekłe dolegliwości bólowe narządu ruchu,
- d) inne zabiegi operacyjne w obrębie kończyn dolnych,
- e) choroby serca,
- f) niewydolność nerek, wątroby,
- g) zaburzenia krzepnięcia,
- h) choroby nowotworowe,
- i) nieprawidłowe gojenie się ran,
- j) zaburzenia krzepliwości krwi,
- k) choroby immunologiczne,
- l) stany zapalne skóry,
- m) infekcja,
- n) otyłość uogólniona,
- o) nieprawidłowa elastyczność skóry,
- p) ciąża,
- q) uszkodzenia i choroby kardiologiczne,
- r) przerwanie rehabilitacji przed upływem 6 miesięcy od zabiegu operacyjnego.

W tabeli 1 przedstawiono podstawowe, uśrednione parametry antropometryczne pacjentów z grupy G1, u których podczas standardowego leczenia zerwanego ścięgna Achillesa zastosowano komórki macierzyste.

Tabela 1. Charakterystyka badanych z grupy G1, po podaniu komórek macierzystych podczas zabiegu operacyjnego (n=30)

	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	Masa ciała [kg]	BMI [kg/m ²]
średnia ± sd	34±5	181±5	88±14	27±30
min	27	175	72	23
max	41	193	125	30

W tabeli 2 przedstawiono podstawowe, uśrednione parametry antropometryczne pacjentów z grupy G2, u których zastosowano wyłącznie standardowe leczenie ścięgna Achillesa.

Tabela 2. Charakterystyka badanych z grupy G2 bez aplikacji komórek macierzystych podczas zabiegu operacyjnego (n=30)

	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	Masa ciała [kg]	BMI [kg/m ²]
średnia ± sd	37±5	179±6	81±10	25±3
min	31	168	65	22
max	44	190	89	29

Grupy G1 i G2 pod względem wysokości ciała, masy ciała i BMI nie różniły się istotnie.

3.2. Opis metody rekonstrukcji ścięgna Achillesa

Stosowana w klinice Carolina Medical Center metoda rekonstrukcji ścięgna Achillesa jest zgodna z międzynarodowymi wytycznymi dotyczącymi anatomicznej rekonstrukcji ścięgna Achillesa i jest rutynowo przeprowadzana w CMC (Ciszek i Śmigielski, 2003).

Przebieg zabiegu operacyjnego jest następujący:

Pacjent został ułożony na brzuchu, operowana kończyna dolna umyta i obłożona jałowo. Na udzie założona opaska niedokrwienna Esmarcha. Wyciśnięto krew z kończyny jałową gumą i zaciśnięto opaskę niedokrwienną (ok. 280-300 mmHg, w zależności od ciśnienia krwi u pacjenta). Poprowadzono cięcie skórne ok. 10-15 cm (w zależności od rozległości uszkodzenia ścięgna, przedoperacyjnie ocenionego w badaniu klinicznym jak i w badaniu USG/MRI) po stronie przysrodkowej ścięgna Achillesa. Przecięto tkankę podskórną oraz blaszkę powierzchowną tylnej powięzi goleni, starając się nie przecinać ościęgna ścięgna Achillesa, które zazwyczaj na poziomie samego uszkodzenia i tak jest przynajmniej częściowo rozerwane. Cała rekonstrukcja wykonana została z minimalnym

rozcieniem ościęna ścięga Achillesa. Delikatnie preparując, opracowano chirurgicznie kikuty ścięga Achillesa, starając się w obrębie zarówno kikuta proksymalnego, jak i dystalnego uwidocznić charakterystyczną trójpęczkową strukturę tego ścięga. Opracowano w ten sposób pęczek włókien od głowy bocznej, pęczek od głowy przyśrodkowej mięśnia brzuchatego łydki oraz pęczek od mięśnia płaszczkowatego. Przez kikuty proksymalne i dystalne ścięga, w obrębie zdrowych tkanek przesztyto wielokrotnie szwy samoblokujące się, zapętłone Fibrewire 2 oraz Vicryl 0. Wolne końce szwów przeprowadzono przez kikut po stronie przeciwnej, wszywając jedne kikuty w drugie, odtwarzając prawidłową długość ścięga, jak również wzajemną rotację poszczególnych pęczków (Ryc.7). Dodatkowo założono szwy adaptujące Vicryl 2-0 i 3-0 – starając się, aby wszystkie włókna ścięga uzyskały prawidłowe napięcie. Powstałe ewentualne uszkodzenia ościęna zostały zeszyte pojedynczymi szwami Vicryl 3-0. Następnie zastosowano szwy pojedyncze tkanki podskórnej Vicryl 2-0 oraz szew ciągły śródskórny Vicryl 3-0. Założono opatrunek jałowy. Puszczono opaskę niedokrwienną Esmarcha. Kończynę dolną po zabiegu zabezpieczono opatrunkiem podudziowym sztywnym w lekkim zgięciu podszwowym stopy (Ryc.8).



Ryc.7. Metoda szycia ścięga Achillesa metodą anatomiczną trójpęczkową (opracowanie własne).



Ryc.8. Opatrunek sztywny podudziowy, zakładany po zabiegu operacyjnym AT (opracowanie własne).

Komórki macierzyste ADSC (ADSC = *Adipose-Derived Stem Cells*) izolowane zostały z pobranej tkanki tłuszczowej pacjenta i wprowadzone, metodą wstrzykiwania zawiesiny, bezpośrednio w rekonstruowane ścięgno i na jego powierzchnię. Kompletna procedura: liposukcja, izolacja ADSC i ich podanie do rekonstruowanego ścięgna odbyła się w ramach dwóch odrębnych zabiegów tego samego dnia. Pacjent został znieczulony ogólnie zarówno na czas potrzebny do wykonania zabiegu liposukcji jak i zabiegu operacyjnego rekonstrukcji ścięgna Achillesa.

3.3. Program rehabilitacji pacjentów po rekonstrukcji ścięgna Achillesa

Obie grupy pacjentów G1 i G2 zostały poddane takiemu samemu, 6 miesięcznemu procesowi rehabilitacji i kontroli pooperacyjnej. Do diagnostyki stanu pacjenta wykorzystano USG i MRI, co pozwoliło na ocenę porównawczą procesu leczenia oraz jego ostatecznych wyników. Rehabilitacja odbywała się z 3 razy w tygodniu po 1 godzinie, przez 6 miesięcy.

Fizjoterapia po zabiegu rekonstrukcji ścięgna Achillesa polegała na odtworzeniu prawidłowych funkcji dynamicznych ścięgna, z uwzględnieniem stanu gojenia się tkanek (Fugl-Meyer i in., 1979) Pacjenci byli rehabilitowani według ujednoliconego protokołu, stworzonego na podstawie wieloletniego doświadczenia i szczególnie opisanego w publikacji Agnieszki Rosińskiej i Magdaleny Syrek pt. „Rehabilitacja ścięgna Achillesa. Kompletny protokół usprawniania po trójpeczkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa” (2016).

W Programie wyróżniono trzy etapy leczenia współzależne z etapami gojenia się

uszkodzeń ścięgna piętowego – zapalny, proliferacji komórek oraz remodellingu struktury ścięgna. I etap trwa około 4-7 dni i związany jest z napływem krwi do okolicy uszkodzenia tkanek oraz rozwojem odpowiedzi zapalnej, poprzez nagromadzenie mediatorów stanu zapalnego. II etapem jest etap proliferacji, podczas którego zachodzi angiogeneza oraz tworzenie się nowych włókien kolagenowych typu 3 (o mniejszej wytrzymałości od włókien typu 1). Od około 14 dnia po urazie, włókna rozerwanego ścięgna zaczynają się łączyć poprzez nowopowstałe wiązki kolagenu typu 3. Makroskopowo ścięgno staje się coraz grubsze. Ostatni, najdłuższy III etap remodellingu, zaczyna się po około 30 dniach od urazu i trwa w zależności od źródła, od sześciu miesięcy do kilku lat. Beładnie wytworzone i porzucane włókna kolagenowe typu 3 zanikają i zastępowane są stopniowo przez nowe, mocniejsze włókna typu 1, o bardziej uporządkowanej architekturze (Sharma i Maffulli, 2005).

Działania fizjoterapeutyczne dostosowane były do etapów gojenia się ścięgna, które identyfikowano z wykorzystaniem ultrasonografii (USG) oraz rezonansu magnetycznego (MRI). Badania USG i MRI wykonywano w 3, 6 i 12 tygodniu rehabilitacji oraz 6 miesięcy po zabiegu. Na podstawie wykonanych badań obrazowych lekarz prognozował potencjał prawidłowego gojenia się rekonstruowanej struktury i kontrolował obciążenia stosowane podczas fizjoterapii. Podczas rehabilitacji, na bieżąco wykonywane były dwa rodzaje badań USG:

1. USG funkcjonalne dzięki któremu oceniane były parametry mające znaczenie z punktu widzenia rehabilitacji takie jak poprawność wykonywania określonych ćwiczeń, na przykład wspięcie na palce lub przysiad. Ocenie poddawano także obrzęk oraz ślizg ścięgna podczas biernego i czynnego zginania podszwowego.
2. USG strukturalne, którym lekarz radiolog oceniał strukturę ścięgna, stwierdzał, czy włókna układają się równolegle do przebiegu osi podłużnej goleni i sprawdzał jakość unaczynienia.

W I etapie działania fizjoterapeutyczne skupiały się na redukcji obrzęku poprzez wykonywanie masażu limfatycznego wokół ścięgna Achillesa i stawu skokowego oraz schładzania kończyny operowanej. Chłodzenie miało korzystny wpływ na mikrokążenie i obniżało przepływ krwi z zachowaniem nasycenia tlenem oraz ułatwiało odpływ krwi żyłnej (Knobloch i in., 2006). Jednym z kluczowych zabiegów na tym etapie leczenia była mobilizacja ślizu ścięgna w ościęgnię. Ślizg ścięgna wspomagany był przez naciskanie

łydki i okolic ścięgna oraz jednocześnie zginanie podszwowe. Stosowana metoda usprawniania ślizgu ścięgna Achillesa to zmodyfikowany test Thompsona w pozycji z kolanem wyprostowanym (Ryc.9) i test Simmonda w pozycji z kolanem zgiętym (Griffin i in., 2017). Zabiegi te zapobiegają powstawaniu zrostów w tkankach otaczających ścięgno. W związku z faktem, iż noga nie była obciążana w szybkim tempie, w czasie terapii, zmniejszała się masa mięśnia trójgłowego łydki. W celu przeciwdziałania spadkowi masy mięśniowej wykonywano zabiegi elektrostymulacji mięśnia brzuchatego łydki i mięśnia płaszczkowatego (Ryc.10), dzięki którym zachowano prawidłową kontrolę nerwowo-mięśniową stopy (Schepull i Aspenberg, 2013).



Ryc.9. Wspomaganie ślizgu ścięgna Achillesa (opracowanie własne).



Ryc.10. Elektrostymulacja mięśni łydki (opracowanie własne).

W II etapie gojenia, fibroblasty produkują dużą ilość włókien kolagenowych typu 3. Są one bezładnie porzucane w okolicy rany i powodują rozrost blizny. Włókna kolagenowe typu 3 są mniej odporne na rozerwanie. W tym etapie rehabilitacja skupiała się na powolnym zwiększaniu zakresu ruchu w stawie skokowym. W dalszym ciągu ważna była praca nad ślizgiem ścięgna oraz mobilizacja tkanek miękkich. W okresie między 2 a 4

tygodniem od zabiegu istnieje największe ryzyko powstawania zrostów, które w późniejszym okresie mają znaczący wpływ na ograniczenie ruchomości (Huard i in., 2002). Dodatkowo, aby przeciwdziałać postępującej atrofii mięśni łydki, prowadzone były ćwiczenia wspomagające oraz elektrostymulacja w celu uzyskania czynnego zginania podszwowego w stawie skokowym. Podczas całego I i II etapu leczenia, w czasie codziennego funkcjonowania, kończyna operowana zabezpieczona była dwuczęściową łuską gipsową, zdejmowaną podczas rehabilitacji.

Ostatni III etap leczenia zerwanego ścięgna Achillesa to etap remodellingu, który trwa najdłużej. Jest to czas, podczas którego następuje przebudowa tkanek, umożliwiającą przygotowanie chorego do powrotu, w możliwie najwyższym stopniu, do sprawności fizycznej sprzed urazu. Około 6 tygodnia po zabiegu wykonywane były badania USG i MRI w celu weryfikacji postępu gojenia się ścięgna Achillesa. Na podstawie oceny radiologicznej i konsultacji ortopedycznej lekarz wyrażał zgodę na rozpoczęcie stopniowego zwiększania obciążania kończyny w specjalnej ortezie typu but Walker (Karkhanis i in., 2010), (Ryc. 11). Ze względu na brak ustawienia kąta 90 stopni w stawie skokowym, pod piętę podkładano dwa podpiętki, każdy z nich miał 2 cm wysokości. W celu nauczenia pacjenta pełnego obciążania stopy zastosowano progresywny system procentowy: 15% ciężaru ciała w pierwszym tygodniu obciążania, 30% w kolejnym, 60% w trzecim i 100% ciężaru ciała około 4 tygodnia. Sposób dawkowania obciążania stopy podczas nauki chodu przedstawiono na Ryc.12. Stopniowe obciążanie stopy, podczas nauki chodu, wpływa pozytywnie na przebudowę włókien kolagenowych i układanie się ich zgodnie z kierunkiem działania sił nacisku stopy na podłoże (Valkering i in., 2017). Około 8 tygodnia po zabiegu wyjmowany był jeden podpiętek, drugi usuwany w momencie stosowania pełnego obciążania.



Ryc.11. But Walker i dwa podpiętki (opracowanie własne).



Ryc.12. Nauka stopniowego obciążania stopy w bucie Walker (opracowanie własne).

Od około 10 tygodnia, po rekonstrukcji ścięgna, w III etapie zdrowienia, powstaje blizna, w której włókna kolagenowe typu 3 zanikają i zastępowane są stopniowo poprzez nowe, mocniejsze włókna typu 1. W tym czasie intensyfikowano ćwiczenia mięśni dookoła stawu skokowego oraz włączano ćwiczenia wzmacniające mięśnie obręczy biodrowej. Dołączanie ćwiczeń statycznych i dynamicznych na zmiennym podłożu uczyło chorego lepszej kontroli kończyny operowanej podczas chodzenia, biegania, itp. Lepsza koordynacja mięśniowo nerwowa kończyn dolnych owocowała bezpiecznym przygotowaniem pacjenta do najbardziej obciążającej dla ścięgna funkcji, jaką jest wyskok pionowy w górę.

Około 12 tygodnia po zabiegu wykonywano kolejne badanie USG i MRI wraz z oceną kliniczną. Jeśli struktura ścięgna wykazywała prawidłowy postęp gojenia lekarz zalecał rezygnację z ortezy. Pacjent rozpoczął obciążanie kończyny operowanej w normalnym bucie, najczęściej sportowym. Zdarzało się, że na polecenie lekarza pozostawiony został jeden podpiętek na kilka kolejnych dni. Na tym etapie następowało dalsze zwiększanie ruchomości w stawie skokowym poprzez mobilizacje tkanek miękkich, ścięgna oraz mięśni łydki. Wprowadzano ćwiczenia koncentryczno-ekscentryczne oraz trening dynamiczny (Obst i in., 2016). Prowadzono dalsze wzmacnianie siły mięśni i trening propriocepcji w celu odtworzenia prawidłowego sterowania nerwowo-mięśniowego, a tym samym lepszego odczuwania pozycji stawowej i kinestezji w stawie skokowym (Willems i in., 2002, Bressel i in., 2004). Drugim etapem terapii po rekonstrukcji AT był trening funkcjonalny, przygotowujący pacjenta do powrotu do sportu (Saxena i in., 2011).

Trening funkcjonalny po rekonstrukcji ścięgna Achillesa składał się z czterech etapów. I etap zawierał ćwiczenia z wykorzystaniem ciężaru własnego ciała. II etap to ćwiczenia z obciążeniem zewnętrznym. Kolejny III etap to ćwiczenia o charakterze ekscentrycznym i ostatni IV – ćwiczenia plyometryczne. Przykładowy konspekt jednostki treningowej został przedstawiony w tabeli 3.

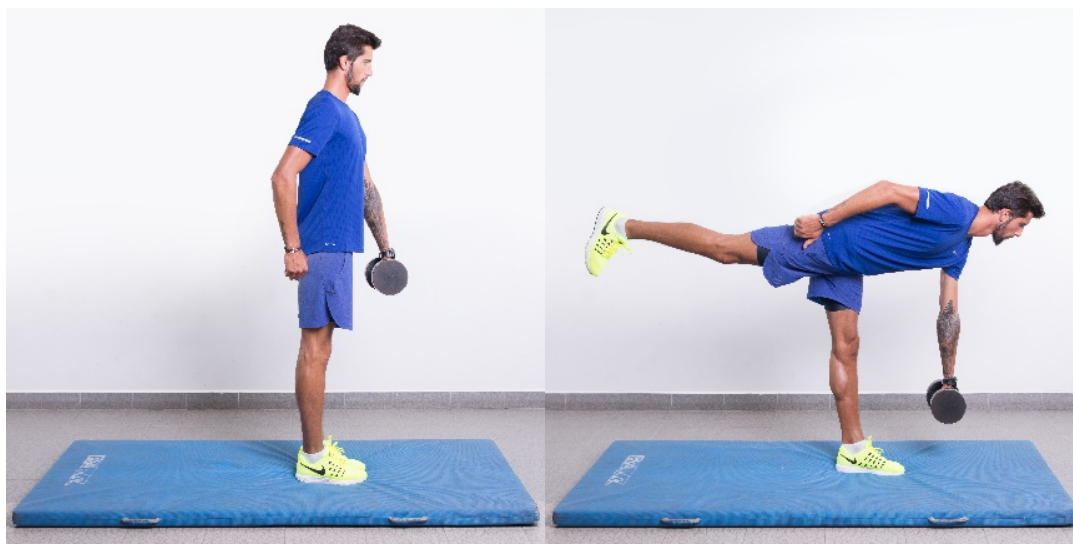
Tabela 3. Przebieg treningu funkcjonalnego po rekonstrukcji ścięgna Achillesa, KD - kończyna dolna, KKD - kończyny dolne

I ETAP Trening z obciążeniem własnego ciała				
l.p.	Nazwa ćwiczenia	liczba serii	czas/liczba powtórzeń	uwagi
1	Odwodzenie KD w pozycji leżenia bokiem	3	10x	
2	Wznosy bioder z aktywnym napięciem mięśni pośladkowych	3	10x	pozycja leżenia na plecach, kolana ugięte oparte na podłożu
3	Przyciąganie piłki pod pośladki	3	10x	pozycja leżenia na plecach, nogi oparte na piłce
4	Martwy ciąg jednonóż bez ciężaru	3	10x	na każdą KD
5	Wspięcie na placach stojąc na stopie – kolana proste	3	20x	pięty wystają poza stop
6	Wspięcie na palcach w pozycji siedzącej – kolana ugięte	3	20x	
7	Wyskoki do góry z zatrzymaniem w półprzysiadzie	3	10x	
8	Przeskoki przez płotek 15 cm	3	10x	
II ETAP Trening z obciążeniem zewnętrznym				
1	Krok odstawno-dostawny z taśmą elastyczną powyżej kolan	3	20x	
2	Unoszenie bioder ze sztangą na biodrach (Ryc.13)	3	10x	ciężar dobierany indywidualnie
3	Martwy ciąg jednonóż z ciężarkiem w ręce (Ryc.14)	3	10x	ciężar dobierany indywidualnie
4	Wspięcia na palcach na suwnicy	3	20x	ciężar dobierany indywidualnie
5	Przeskoki przez płotki 15-30 cm	3	10x	
6	Wskoki na skrzynie 30 cm	3	10x	
7	Zeskoki ze skrzyni z kontrolą lądowania	3	10x	
III ETAP Ćwiczenia o charakterze ekscentrycznym				
1	Wznosy bioder na piłce z wydłużoną fazą opuszczania	3	10x	
2	Skłon w przód w pozycji klęcząc z zablokowanymi stopami (<i>Nordic Hamstring</i>) (Ryc.15)	3	10x	
3	Wspięcia na skrzyni z powolną fazą opuszczania	3	20x	

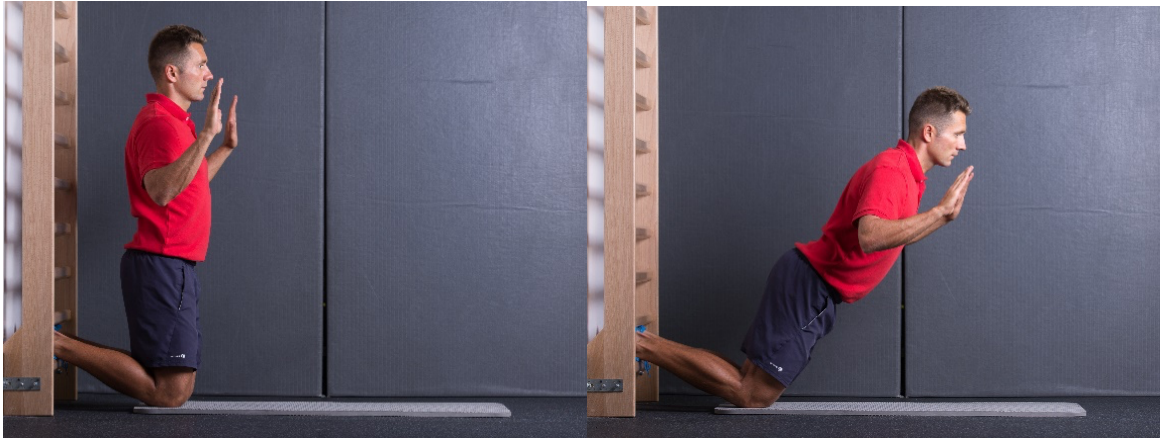
4	Przysiady ze sztangą z powolną fazą opuszczania	3	10x	ciężar dobierany indywidualnie
5	Zeskoki ze skrzyni 45 cm z zatrzymaniem w fazie lądowania	3	10x	
6	Zeskoki ze skrzyni + przeskok przez płotek 30cm	3	10x	krótki kontakt z podłożem
IV ETAP Ćwiczenia plyometryczne				
1	Skoki ze skakanką	3	2 min	
2	Skip A, Skip C (Ryc.16)	3	20+20x	
3	Dynamiczne wyskoki do góry z przyciąganiem kolan do klatki piersiowej	3	10x	
4	Seria przeskoków przez płotki	3	10x	
5	Wskoki na skrzynię 60 cm	3	10x	



Ryc. 13. Unoszenie bioder ze sztangą na biodrach (opracowanie własne).



Ryc.14. Martwy ciąg jednonóż z ciężarkiem w ręce (opracowanie własne).



Ryc. 15. Ćwiczenie „Nordic Hamstring” (opracowanie własne).



Ryc. 16. Skip A, Skip C (opracowanie własne).

3.4. Ocena funkcji pacjenta za pomocą skali ATRS

Skala ATRS - *Achilles Tendon Total Rupture Score* jest narzędziem służącym do ankietowej oceny odczuć pacjenta oraz poziomu jego ograniczenia funkcjonalnego, z którym boryka się w następstwie urazu ścięgna Achillesa. Ankieta składa się z dziesięciu pytań w skali od 0 do 10. Pierwsze cztery pytania ankiety dotyczą odczuć pacjenta w kontekście osłabienia siły mięśniowej, zmęczenia oraz bólu ścięgna. Kolejne pytania odnoszą się do aktywniejszego funkcjonowania na co dzień i wdrożenia czynności dynamicznych, takich jak: chodzenie po podłożu o nierównym nachyleniu oraz bieganie.

Skala została opracowana w Szwecji w 2007 roku oraz przetłumaczona na język polski 10 lat później (Nilsson-Helander i in., 2007, Bąkowski i in., 2018). Powstały prace oceniające przydatność skali ATRS jako „modelu przewidującego”, gdzie wzrost oceny o 10 punktów, w 3 miesiącu od zabiegu, umożliwia powrót do uprawiania sportu po roku. W

teście wspięcia na palce przyrost wysokości wspięcia o 2% między 6 a 12 miesiącu od zabiegu (Olsson i in., 2014, Hansen i in., 2016).

Ankieta składa się z dziesięciu następujących pytań:

1. Czy odczuwasz problemy wynikające z osłabienia siły mięśniowej łydki/ścięgna Achillesa/stopy?
2. Czy problem stanowi osłabienie, szybkie “męczenie się” w obrębie łydki/ścięgna Achillesa/ stopy?
3. Czy łydka/ścięgno Achillesa/stopa jest obolała?
4. Czy odczuwasz ból w obrębie łydki/ścięgna Achillesa/stopy?
5. Czy masz problemy z codzienną aktywnością?
6. Czy masz problemy z poruszaniem się po nierównym podłożu?
7. Czy masz problemy podczas szybkiego wchodzenia po schodach lub pod górkę?
8. Czy czujesz się ograniczony podczas aktywności, które uwzględniają bieganie?
9. Czy problemem są podskoki, czynności wymagające skakania?
10. Czy odczuwasz trudności podczas ciężkiej pracy fizycznej?

Każde pytanie było oceniane w skali od 0 do 10 punktów. Ocena 0 oznacza bardzo istotne, skrajne ograniczenie badanej funkcji, natomiast 10 punktów to brak jakichkolwiek ograniczeń. Pacjent zaznaczał w ankiecie cyfrę odpowiadającą danemu odczuciu. Odpowiedzi ze wszystkich pytań były sumowane, w efekcie dając 100 punktów jako maksymalną wartość.

Formularz zastosowany podczas badań ankietowych zamieszczono w Załączniku 8.3.

3.5. Stabilograficzna ocena utrzymywania równowagi na stabilnym i niestabilnym podłożu

Do oceny równowagi na stabilnym podłożu została użyta platforma stabilograficzna firmy HUR®. Za pomocą tego urządzenia mierzono długość ścieżki środka parcia stóp na podłożu Trace Length (TL) podczas stania swobodnego. Pomiar odbywał się z częstotliwością próbkowania $f = 200$ Hz. Długość ścieżki środka parcia stóp na podłożu jest kryterium oceny mechanizmu utrzymywania równowagi; im krótsza TL tym lepsza koordynacja podczas utrzymywania pionowej postawy ciała. Aktualnie ocena koordynacji ruchowej podczas stania swobodnego oparta na pomiarze właściwości sygnału przemieszczania punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża, podczas stania na platformie dynamometrycznej jest najpowszechniej stosowaną metodą oceny mechanizmu

utrzymywania pionowej postawy ciała. W ciągu ostatnich 5 lat opublikowano, w czasopiśmie naukowych ponad 800 prac (Lee i Sun, 2018, Janura i in., 2017, Błaszczyk i in., 2014, Nota i in., 2017, Kahraman i in., 2018) dotyczących wykorzystania tej metody do oceny koordynacji ruchowej podczas utrzymywania pionowej postawy ciała.

Platforma ma kształt kwadratu o wymiarach 60 cm x 60 cm i posiada 4 czujniki tensometryczne rozłożone symetrycznie po bokach urządzenia, połączone z komputerem do badania położenia wypadkowej siły parcia stóp na podłoże. Każdy z pacjentów został dokładnie poinformowany o przebiegu badania i poinstruowany tak, aby jak najlepiej mógł wykonać zadanie. Próby stabilograficzne polegały na staniu na zdrowej następnie operowanej kończynie dolnej z oczami otwartymi. Kontralateralna kończyna była lekko zgięta, a ręce położone na talerzach biodrowych (Ryc.17).

Badania przeprowadzono według następującego protokołu:

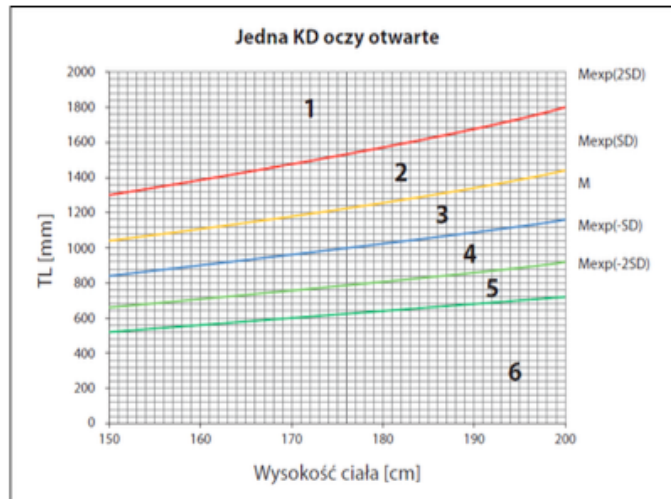
1. Poinformowanie badanego o celu i przebiegu badania.
2. Dezynfekcja platformy.
3. Polecenie badanemu by zdjął obuwie i skarpety.
4. Wejście na platformę.
5. Polecenie badanemu, by skierował wzrok na wprost i podczas badania patrzył w tym kierunku, na ścianę bez istotnych punktów charakterystycznych ułatwiających orientację, usytuowaną w odległości około 3 metrów.
6. Pomiar podczas stania na zdrowej kończynie dolnej z oczami otwartymi w czasie 30 s.
7. Przerwa 10 s.
8. Pomiar podczas stania na operowanej kończynie dolnej z oczami otwartymi w czasie 30 s.



Ryc.17. Badanie stabilograficzne podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi (opracowanie własne).

Do oceny wyników prób stabilograficznych zastosowano wartości referencyjne uzyskane przez Wychowańskiego i współautorów (Michał Wychowański, 2008, Wychowański i in., 2015) na grupie 283 badanych za pomocą 6-ście pkt. skali (Ryc.18). Uczestniczące w tych badaniach kobiety i mężczyźni byli w wieku 22 ± 2 lata. Kobiety były istotnie statystycznie lżejsze i niższe od mężczyzn. Średnia masa ciała: kobiet wynosiła 58 ± 6 kg, a mężczyzn 77 ± 10 kg. Średnia wysokość ciała: kobiet osiągała wartość 168 ± 6 cm, a u mężczyzn 180 ± 5 cm. Wszyscy charakteryzowali się dobrym zdrowiem i nie uprawiali sportu wyczynowo. Pomiarów dokonywano za pomocą platformy dynamometrycznej fińskiej firmy HUR® i oprogramowania tej firmy do pomiarów stabilograficznych. Statyczne skalowanie toru pomiarowego pozwoliło na określenie maksymalnego względnego błędu pomiaru siły $\epsilon_{max} < 0,5$ %. W badaniach Wychowańskiego (Wychowański i in., 2015) brano pod uwagę wyłącznie całkowitą drogę l [mm] jaką wykreśla środek parcia stóp na podłoże podczas 30 sekundowej próby. Badani stawali boso – bez obuwia i skarpet na platformie. U każdej badanej osoby wykonywano standardowy test obejmujący sześć 30 – sekundowych rejestracji drogi l [mm], jaką przemierza środek parcia stóp pacjenta na podłoże podczas stania na platformie stabilograficznej w pozycjach: na dwóch KD z oczami otwartymi i zamkniętymi, na jednej, prawej i lewej KD z oczami otwartymi i zamkniętymi. Do badań własnych wykorzystano wartości referencyjne z prób stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi.

Rycina 18 przedstawia wartości referencyjne do oceny mechanizmu utrzymywania pionowej postawy ciała podczas stania swobodnego na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi. Przedstawiono wykresy wartości granicznych pomiędzy poszczególnymi stopniami oceny w sześciopunktowej skali. Ocena zdolności utrzymywania równowagi została wykonana na podstawie długości ścieżki środka parcia stóp na podłoże (TL) podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi (Wychowański i in., 2015).



Ryc.18. Wartości referencyjne do oceny utrzymywania równowagi podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi (na podstawie Wychowański i in., 2015).

Do badania równowagi na niestabilnym podłożu wykorzystano System Biodex Balance System SD firmy: Biodex Medical Systems, Shirley NY, USA, który został wprowadzony do badań i obszarów klinicznych pod koniec lat dziewięćdziesiątych (Arnold i Schmitz, 1998, Testerman i Griend, 1999). Jest urządzeniem wieloosiowym używanym do pomiaru i rejestrowania wahań wykonywanych przez osobę zarówno podczas stania na nieruchomym jak i niestabilnym podłożu. Stanowisko to jest wyposażone w okrągłą platformę, która może wahać się w różnych kierunkach w warunkach równowagi chwiejnej. Poprzednio opublikowane badania wykazały przydatność tego stanowiska do oceny stabilności utrzymywania równowagi u pacjentów powracających do sprawności funkcjonalnej z okresu przed urazem oraz o osłabionej koordynacji ruchowej (Arifin i in., 2014, Pickerill i Harter, 2011, Hinman, 2000, Wiszomirska i in., 2013).

System Biodex składa się z platformy, która umożliwia funkcje równowagi statycznej i dynamicznej. Posiada regulowane uchwyty asekuracyjne w przypadku utraty równowagi grożącej upadkiem. Wyposażony jest także w kolorowy ekran dotykowy LCD o wysokiej rozdzielczości do ustawiania warunków testowania oraz kolorową drukarkę do drukowania wyników testów (Ryc.19). Urządzenie jest połączone z oprogramowaniem Medical System Biodex, Inc, umożliwiające mierzenie kąta pochylenia platformy w każdej osi. Oprogramowanie umożliwia kontrolowanie stopnia niestabilności platformy na 12 poziomach (Biodex Medical Systems 2008). Poziom pierwszy jest poziomem najmniej stabilnym, z największymi wychyleniami platformy, poziom dwunasty to poziom z najmniejszymi wychyleniami platformy. System BBS generuje ocenę sprawności mechanizmu utrzymywania równowagi za pomocą własnego protokołu w postaci

wskaźników stabilności: ogólnej, przednio-tylnej i bocznej. Wysoka wartość tego wskaźnika świadczy o dużych wychyleniach ciała, co oznacza, osłabioną koordynację ruchową badanej osoby.



Ryc.19. Stanowisko pomiarowe Biodex Balance System SD (na podstawie Dawson i in., 2018).

Każdy z pacjentów został dokładnie poinformowany o przebiegu badania i poinstruowany tak, aby jak najlepiej mógł wykonać zadanie. Próby stabilograficzne polegały na staniu na zdrowej następnie operowanej kończynie dolnej z oczami otwartymi. Kontralateralna kończyna była lekko zgięta, a ręce położone na talerzach biodrowych (Ryc.20). Protokół badania obejmował 3 próby po 30 s. z przerwą 10 s. pomiędzy próbami. Badania przeprowadzono według następującego protokołu:

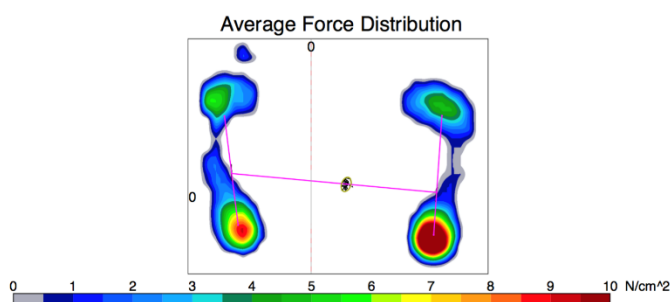
1. Poinformowanie badanego o celu i przebiegu badania.
2. Dezynfekcja platformy.
3. Polecenie badanemu by zdjął obuwie i skarpety.
4. Wejście na platformę.
5. Polecenie badanemu, by skierował wzrok na ekran, na którym mógł obserwować upływających czas testu.
6. Pomiar podczas stania na zdrowej kończynie dolnej w czasie 30 s. (ustawienie platformy na poziomie 2 stabilności) – 3 powtórzenia.
7. Przerwa 10 s.
8. Pomiar podczas stania na operowanej kończynie dolnej w czasie 30 s. (ustawienie platformy na poziomie 2 stabilności) – 3 powtórzenia.



Ryc.20. Pozycja podczas pomiaru stabilograficznego na ruchomym podłożu na platformie Biodex Balance System (opracowanie własne).

3.6. Sposób analizy rozkładu sił nacisku stóp podczas stania swobodnego, wspięcia na palce i przysiadu

Pomiary odbywały się na platformie dynamometrycznej firmy Zebris, o wymiarach: 212×60,5×2,1 cm (model FDM-2). Częstotliwość próbkowania wynosiła 100 Hz. Platforma wyposażona jest w 15360 czujników ciśnienia. Standardowym oprogramowaniem jest WinFDM-T, które posiada moduły do analizy statycznej podczas stania swobodnego i dynamicznej podczas chodu i biegu (Błazkiewicz i in., 2014, Fan i in., 2009). Moduł statyczny oprogramowania umożliwia pomiar rozkładu sił nacisku stóp na podłoże podczas swobodnego stania pacjenta. W module tym możemy uzyskać parametry związane z przemieszczaniem się środka parcia stóp na podłoże COP (*Center of Pressure*), w tym współrzędne położenia COP w płaszczyźnie poziomej. Przykład zarejestrowanego rozkładu obciążenia stopy podczas stania swobodnego przedstawiono na Rycinie 21. W niniejszych badaniach przeprowadzono pomiary rozkładu ciśnienia na stopach podczas stania swobodnego, wspięcia na palce oraz przysiadu.



Ryc.21. Rozkład obciążenia stóp [N/cm²] oraz położenia środków parcia na podłożu: stopy prawej, stopy lewej i obu stóp podczas próby stabilograficznej.

Pomiary ciśnienia na stopie przeprowadzono według następującego protokołu:

1. Poinformowanie badanego o celu i przebiegu badania.
2. Dezynfekcja platformy.
3. Polecenie badanemu by zdjął obuwie i skarpety.
4. Wejście na platformę.
5. Polecenie badanemu, by skierował wzrok na wprost i podczas badania patrzył w tym kierunku, na ścianę usytuowaną w odległości około 3 metrów bez istotnych punktów charakterystycznych ułatwiających orientację.
6. Pomiar ciśnienia na stopach podczas stania swobodnego obunóż w czasie 20 s.
7. Przerwa 10 s.
8. Pomiar ciśnienia na stopach podczas wspięcia na palce w czasie 10 s.
9. Przerwa 10 s.
10. Pomiar ciśnienia na stopach podczas wykonania jak najgłębszego przysiadu bez odrywania pięt.

3.7. Sposób analizy rozkładu sił nacisku stóp podczas chodu swobodnego i biegu

Do oceny chodu swobodnego i biegu wykorzystano platformę dynamometryczną firmy Zebris o wymiarach: 212×60,5×2,1 cm (model FDM-2, częstotliwość próbkowania 100 Hz, 15360 czujników ciśnienia, oprogramowanie WinFDM-T). Moduł dynamiczny oprogramowania umożliwia analizę rozkładu sił nacisku stóp na podłoże oraz analizę poszczególnych faz chodu i biegu obejmującą rotację podudzia, długość kroku oraz faz cyklu: fazy podparcia i fazy przenoszenia (Saunders i in., 1953). Mierzono także parametry kinetyczne takie jak siły w fazie kontaktu pięty z podłożem oraz w fazie odbicia (Ryc.22).



Ryc.22. Sposób pomiaru parametrów chodu swobodnego na ścieżce podometrycznej Zebris FDM (opracowanie własne).

Przed zebraniem danych każdy pacjent chodził po platformie w celu zapoznania się z procedurami testowymi. Dane zebrano dla pięciu prób chodu swobodnego i biegu dla każdego pacjenta. Do analizy statystycznej brano średnią z trzech dobrych ocen. Dobrą oceną było to, że pacjent chodził co najmniej trzy razy obiema stopami po platformie i nie miał przerw w cyklu chodu i biegu. Każdy pacjent wykonywał test z własną preferowaną prędkością.

Badania przeprowadzono według następującego protokołu:

1. Poinformowanie badanego o celu i przebiegu badania.
2. Dezynfekcja platformy.
3. Polecenie badanemu by zdjął obuwie i skarpety.
4. Pomiar podczas chodu swobodnego – 5 powtórzeń.
5. Przerwa 10 s.
6. Pomiar podczas biegu – 5 powtórzeń.

3.8. Ocena skoczności metodą Akimbo Counter Movement Jump

Testy skoczności w postaci wyskoku pionowego z miejsca wykonano na platformie dynamometrycznej firmy AMTI USA z oprogramowaniem firmy JBA” Zb. Staniak, Polska. Badany stojąc na platformie wykonywał wyskok w górę z miejsca poprzedzony szybkim ugięciem nóg - zamachem. W celu pełnego zaangażowania kończyn dolnych pacjent, zgodnie z metodą *akimbo countermovement jump* (ACMJ) podczas wyskoku trzymał ręce na biodrach (Gajewski i in., 2018). Przed eksperymentem poinformowano pacjenta o czynności jaką miał wykonać oraz zmotywowano do pełnego zaangażowania w wykonanie

wyskoku. Każdy z badanych wykonał po dwie próby wyskoku pionowego obunóż oraz po dwie próby na zdrowej i operowanej kończynie dolnej (Ryc.23).



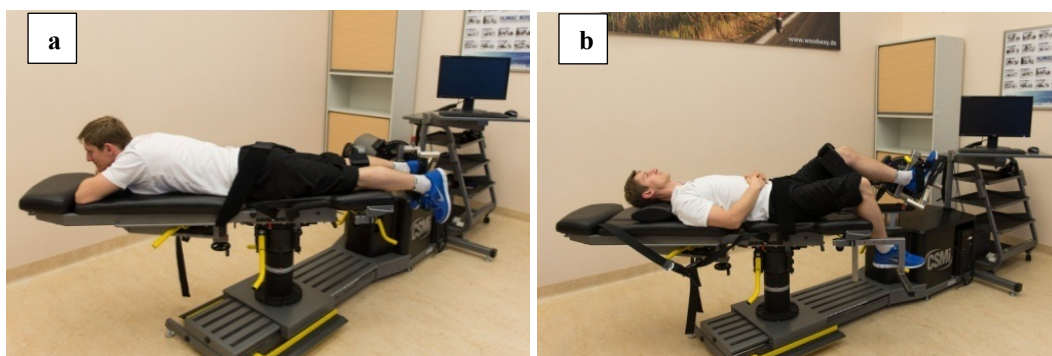
Ryc.23. Sposób pomiaru wysokości wyskoku ACMJ na platformie dynamometrycznej AMTI USA (opracowanie własne).

Badania wyskoku przeprowadzono według następującego protokołu:

1. Poinformowanie badanego o celu i przebiegu badania.
2. Demonstracja i nauczenie wyskoku ACMJ
3. Rozgrzewka 7 minut: na cykloergometrze, rozciąganie, przysiady, podskoki.
4. Dezynfekcja platformy.
5. Wejście na platformę w obuwiu sportowym, ręce trzymane na biodrach.
6. Pomiar podczas wyskoku obunóż.
7. Przerwa 10 s.
8. Pomiar podczas wyskoku na zdrowej kończynie dolnej.
9. Przerwa 10 s.
10. Pomiar podczas wyskoku na operowanej kończynie dolnej.

3.9. Metoda pomiaru momentów sił zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego w warunkach statyki i izokinetyki

Pomiar maksymalnego momentu siły mięśni rozwijanego w stawie skokowym wykonano na urządzeniu Humac Norm amerykańskiej firmy CSMi (Computer Sports Medicine 2003) (Habets i in., 2018). Mierzono momenty sił, w warunkach statyki i dynamiki podczas zginania podszwowego i grzbietowego w stawie skokowym obu kończyn dolnych w pozycji leżenia przodem z wyprostowanym stawem kolanowym, kąt stawowy wynosił $\alpha=0$ oraz leżenia tyłem ze zgiętym stawem kolanowym, kąt stawowy wynosił $\alpha=50^\circ$ (Ryc.24). Pozycja do pomiaru została ustalona na podstawie literatury (Fugl-Meyer i in., 1979, Orishimo i in., 2008) oraz zweryfikowana własnymi badaniami pilotażowymi, w których wykazano, że momenty sił mięśniowych w obrębie ścięgna Achillesa ulegają wyraźnemu obniżeniu w pozycji 45° - 50° zgięcia stawu kolanowego. Dołożono starań, aby wyrównać oś momentomierza z osią obrotu w stawie skokowym, którą zdefiniowano jako oś przechodzącą przez punkt środkowy linii łączącej kostkę boczną i przyśrodkową (Stafilidis i Sickinger, 2019). W celu ustabilizowania stawu skokowego użyto nierozciągliwych pasków zapobiegających przemieszczaniu się tego stawu (Arampatzis i in., 2005). Ustabilizowano pasami uda i miednicę.



Ryc.24. Sposób pomiaru momentów sił mięśniowych rozwijanych w stawie skokowym w pozycji z wyprostowanym (a) oraz ze zgiętym do 50 stopni (b) stawem kolanowym (opracowanie własne).

Podczas pomiarów w warunkach statyki badany wykonywał najpierw jeden wysiłek próbny a następnie dwa napięcia mięśni z maksymalną siłą w pozycji pośredniej stawu skokowego, kąt w stawie skokowym wynosił $\alpha=0$. Każde napięcie mięśni trwało około 3 sekund po czym następowała 10 sekundowa przerwa. Pomiary w warunkach izokinetycznych przeprowadzono dla trzech prędkości kątowych: $\omega=60^\circ/s$, 5 powtórzeń, $\omega=120^\circ/s$, 8 powtórzeń i $\omega=180^\circ/s$, (10 powtórzeń) w pełnym, bezbolesnym zakresie ruchu.

Pomiędzy pomiarami następowała 10-sekundowa przerwa. W celu uniknięcia znaczącego wpływu zmęczenia i ujednolicenia warunków pomiaru wartości maksymalnej momentu siły rozwijanego w stawie skokowym podczas zginania podszwowego i grzbietowego przyjęto, że łączny czas wysiłku maksymalnego podczas każdej z prób, czas cyklu zginanie grzbietowe - zginanie podszwowe pomnożony przez liczbę powtórzeń, nie powinien przekraczać 10 sekund. Wynikało to z własnych doświadczeń w zakresie pomiarów wartości maksymalnej momentów siły w warunkach statyki. Na tej podstawie dobrano odpowiednią ilość powtórzeń w każdej z prób. Łączne czasy maksymalnego wysiłku T_{ob} , w próbach z prędkością kątową ω równą $60^\circ/s$, $120^\circ/s$ i $180^\circ/s$ wynosiły odpowiednio $T_{ob60}=8,5$ s, $T_{ob120}=6,4$ s i $T_{ob180}=6$ s. Wydaje się, że tego typu podejście umożliwiło zminimalizowanie wpływu zmęczenia na wyniki kilku powtarzanych wysiłków izometrycznych.

Przed badaniem osoba wykonywała 5 minutową rozgrzewkę na stepperze, urządzeniu, które symuluje obciążenia układu ruchu takie jak podczas chodzenia po schodach lub wspinaniu się pod górę.

Badania momentów siły mięśni działających w stawie skokowym przeprowadzono według następującego protokołu:

1. Poinformowanie badanego o celu i przebiegu badania.
2. Rozgrzewka 5 minut.
3. Dezynfekcja stanowiska.
4. Ustabilizowanie pacjenta na stanowisku do pomiaru momentów sił w stawie skokowym w pozycji leżenia przodem z wyprostowanym stawem kolanowym.
5. Wykonanie pomiarów momentu siły podczas zginania podszwowego i grzbietowego stawu skokowego zdrowej i operowanej kończyny dolnej.
6. Przerwa 5 minut.
7. Ustabilizowanie pacjenta na stanowisku do pomiaru momentów sił w stawie skokowym w pozycji leżenia tyłem ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym.
8. Wykonanie pomiarów momentu siły podczas zginania podszwowego i grzbietowego stawu skokowego zdrowej i operowanej kończyny dolnej.

4. Wyniki badań

Wyniki pomiarów zostały wpisane do programu Microsoft EXCEL, a następnie dokonano obliczeń podstawowych parametrów statystycznych.

Obliczono średnie, odchylenia standardowe, wartości minimalne i maksymalne oraz deficyty, czyli różnice pomiędzy parametrami zdrowej i chorej kończyny.

Analizę statystyczną wyników badań w postaci: sprawdzenia charakteru rozkładów zgromadzonych danych (Test Shapiro-Wilka, Test Lillieforsa) oraz porównania średnich test U Manna-Whitneya przeprowadzono w programie Statistica v.13.1.

4.1. Wyniki oceny funkcjonalnej pacjentów za pomocą skali ATRS

Badani wypełnili ankietę ATRS 6 miesięcy i rok po zabiegu operacyjnym. Formularz ankiety zamieszczono w załączniku 9.3. W Tabeli 4 i 5 przedstawiono średnie, odchylenia standardowe, wartości maksymalne i minimalne uzyskanych wyników ankiety do oceny funkcjonalnej pacjentów.

Na większość pytań pacjenci z obu grup odpowiedzieli oceną powyżej 5 punktów w dziesięciopunktowej skali. Po 6 miesiącach najniższe wartości zanotowano w pytaniach dotyczących problemów wynikających z osłabienia siły mięśniowej, pytania nr 1 i 2 oraz podczas wykonywania aktywności uwzględniających bieganie, pytanie nr 8 i skakanie pytanie nr 9, oraz w trakcie wykonywania ciężkiej pracy fizycznej, pytanie nr 10.

Po roku od rekonstrukcji AT zaobserwowano bardzo istotną poprawę ocen badanych funkcji. W grupie G1 w 8 przypadkach poprawa funkcji była istotna na poziomie $p < 0,001$, w 2 przypadkach na poziomie $p < 0,01$. W grupie G2 istotność różnic wynosiła 4 razy $p < 0,001$, 3 razy $p < 0,01$ oraz w 2 przypadkach istotność różnic wynosiła $p < 0,05$.

Tabela 4. Średnie oceny sprawności funkcjonalnej w skali ATRS [pkt.] w grupie G1 z zastosowaniem komórek macierzystych i w grupie G2 bez stosowania komórek macierzystych 6 miesięcy i rok po zabiegu. Porównanie średnich w 6 miesięcy i 12 miesięcy po operacji. * p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

NR PYTANIA	G1 (n = 30)					G2 (n = 30)				
	6 MIESIĘCY		ROK		p	6 MIESIĘCY		ROK		p
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
1	5,93±1,76	3-9	8,03±1,30	5-10	0,000***	6,23±2,21	3-10	7,57±2,27	2-10	0,001**
2	6,10±1,90	3-9	8,13±1,48	5-10	0,000***	6,30±1,99	3-10	7,67±2,14	0-10	0,007**
3	7,27±2,23	3-10	8,83±1,39	5-10	0,001**	6,90±2,25	2-10	8,27±2,02	2-10	0,009**
4	7,10±2,32	3-10	8,53±1,74	4-10	0,004**	6,83±2,48	2-10	8,37±2,22	1-10	0,010*
5	7,53±1,43	5-10	9,20±1,13	6-10	0,000***	7,87±2,10	2-10	9,17±1,26	5-10	0,001**
6	7,57±1,83	3-10	9,07±1,28	5-10	0,000***	7,93±2,18	1-10	9,07±2,07	0-10	0,041*
7	7,17±1,93	3-10	8,87±1,36	5-10	0,000***	7,47±2,19	1-10	9,13±1,46	3-10	0,000***
8	5,13±2,53	1-9	8,33±1,52	5-10	0,000***	4,97±2,65	0-10	7,83±2,15	2-10	0,000***
9	4,87±2,61	0-9	8,30±1,76	4-10	0,000***	5,13±2,85	0-10	7,70±2,34	1-10	0,000***
10	6,67±2,11	3-10	8,57±1,68	5-10	0,000***	6,47±2,37	1-10	8,33±1,99	2-10	0,000***
SUMA pkt	65,33±15,48	38-91	85,87±12,67	50-100	0,000***	66,1±18,49	27-100	83,1±15,05	40-100	0,000***

W obu grupach G1 i G2 zaobserwowano bardzo istotny wzrost średnich ocen poziomu sprawności funkcjonalnej w badaniu rok po zabiegu, w porównaniu z badaniem wykonanym

6 miesięcy po zabiegu.

Porównując średnie wartości odpowiedzi ankiety ATRS pomiędzy grupami pacjentów G1 i G2, 6 miesięcy po i rok po zabiegu nie zaobserwowano istotnych różnic pomiędzy wynikami grup G1 i G2 (Tab.5 w Załączniku 8.2).

4.2. Wyniki prób stabilograficznych na stabilnym i niestabilnym podłożu

Do oceny koordynacji ruchowej pacjentów podczas stania swobodnego użyto platformy stabilograficznej firmy HUR®, w którym pacjenci mieli za zadanie stać na zdrowej, następnie operowanej kończynie dolnej z oczami otwartymi w czasie 30 sekund.

Tabela 6 zawiera wyniki pomiarów długości ścieżki środka parcia stóp na podłoże (TL). Głównym sposobem oceny prób stabilograficznych, podobnie jak w innych pomiarach, było porównanie kończyny operowanej do zdrowej, osobno w grupie pacjentów, u których podano komórki macierzyste podczas zabiegu operacyjnego G1, oraz u których nie podano komórek w trakcie zabiegu G2. W tabelach 6-9 przedstawiono uśrednione wyniki pomiarów, odchylenia standardowe, wartości minimalne i maksymalne oraz poziom istotności różnic pomiędzy średnimi. Uzyskane wartości długości ścieżki parcia stóp na podłoże (TL) porównano z odpowiednimi wartościami normatywnymi (Ryc.18) w postaci 6-cio punktowej skali (Michał Wychowański, 2008, Wychowański i in., 2015).

Tabela 6. Średnia długość ścieżki parcia stóp na podłoże TL [mm] u pacjentów z grupy G1 i G2, 6 miesięcy i rok po zabiegu. Porównanie kończyny operowanej do zdrowej.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU					
	KD OPEROWANA		KD ZDROWA		
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	p
G1 (n = 30)	1216,65±279,1	658,3-1748,5	1104,82±290,9	660-1785	0,134
G2 (n = 30)	1233,6±764,1	729,5-4931,6	1072,44±298,9	633,3-1926,9	0,286
ROK PO ZABIEGU					
G1 (n = 30)	1211,6±346,8	804,5-2401,2	1096,8±265,8	656,4-1740,7	0,025*
G2 (n = 30)	1075,9±245,4	622,7-1607,9	1053,1±268,9	665,1-1915,9	0,536

W badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy po zabiegu nie stwierdzono istotnych różnic średnich wyników prób stabilograficznych pomiędzy kończyną zdrową i chorą. Po roku od zabiegu stwierdzono istotnie gorsze (p<0,05) wyniki prób stabilograficznych w grupie pacjentów G1, pomiędzy kończyną operowaną a kończyną zdrową (Tab.6). Rok po zabiegu kończyna operowana była słabsza funkcjonalnie od kończyny zdrowej w grupie G1, w której zastosowano podczas leczenia komórki macierzyste.

Porównując wyniki prób stabilograficznych wykonanych w 6 miesięcy i rok po operacji kończyny operowanej nie wykazano różnic pomiędzy grupami G1 i G2 (Tab.7 w załączniku 8.2).

Analizując uzyskane długości ścieżki stóp na podłoże (TL) kończyny operowanej w grupie G1 i G2 po 6 miesiącach i roku od operacji również nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie (Tab.8 w Załączniku 8.2).

Wyniki oceny stabilograficznej w skali 6-cio punktowej zamieszczono w Tabeli 9. Średni wynik oceny stabilograficznej kończyny operowanej w badaniu 6 miesięcy po zabiegu w grupie G1 wynosił 2,70 pkt., w grupie G2 – 3,23 pkt. Po roku odpowiednio: 2,87 pkt. i 3,27 pkt. (Tab.9). Uzyskane wartości długości ścieżki parcia stóp na podłoże (TL) porównano z odpowiednimi wartościami normatywnymi w postaci 6-cio punktowej skali (S. G. Wychowański M 2015). Wartości referencyjne zostały uzyskane na 283 zdrowych osobach. W ustalonej 6-cio punktowej skali średni wynik oceny stabilograficznej w grupie referencyjnej wynosił 3,5 pkt. Punktowe oceny równowagi uwzględniają wpływ wysokości ciała na wynik prób stabilograficznych, są unormowane względem wysokości ciała.

Tabela 9. Uśrednione oceny stabilograficzne [pkt.] w skali 6-punktowej podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU					
	KD OPEROWANA		KD ZDROWA		
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	p
G1 (n = 30)	2,70±1,0	1,0±5,0	3,23±1,2	1,0±5,0	0,134
G2 (n = 30)	3,23±1,1	1,0±5,0	3,34±1,1	1,0±5,0	0,286
ROK PO ZABIEGU					
G1 (n = 30)	2,87±1,0	1,0-4,0	3,27±1,0	1,0±5,0	0,025*
G2 (n = 30)	3,27±1,1	1,0±5,0	3,43±1,0	1,0±5,0	0,536

Nie zaobserwowano istotnych różnic pomiędzy średnimi wynikami prób stabilograficznych pomiędzy operowaną i zdrową kończyną dolną w grupach G1 i G2 w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy po zabiegu. Średnie oceny kończyny operowanej w grupie G1 były zbliżone do oceny dostatecznej. W grupie G2 pacjenci mieli oceny wyższe od dostatecznych bliskie 3+ czyli wartości średniej w zdrowej populacji.

Poziomy istotności różnic pomiędzy średnimi wynikami TL [mm] jak i oceną z wykorzystaniem 6 punktowej skali były identyczne i wynosiły $p = 0,025$.

Po roku od zabiegu zanotowano istotną statystycznie różnicę pomiędzy operowaną i zdrową kończyną dolną w grupie G1. W przypadku operowanej kończyny dolnej stwierdzono istotnie gorszy ($p < 0,05$) średni wynik prób stabilograficznych w porównaniu do kończyny zdrowej. Pacjenci z grupy G1 utrzymywali równowagę na poziomie dostatecznym, natomiast z grupy G2 na poziomie zbliżonym do oceny 3+ czyli przeciętnym w porównaniu ze zdrową kończyną dolną (Tab.9).

Do oceny sposobu utrzymywania równowagi na niestabilnym podłożu zastosowano System Biodex. Pomiar polegał na staniu na zdrowej, następnie operowanej kończynie dolnej z oczami otwartymi podczas 3 prób trwających 30 sekund.

Tabela 10 przedstawia wyniki, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2, 6 miesięcy oraz rok od zabiegu.

Tabela 10. Średnie wartości indeksów na ruchomym podłożu kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ISO - ogólny indeks stabilności, ISAP - przednio-tylny indeks stabilności, ISL - boczny indeks stabilności.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU						
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		
	INDEKS STABILNOŚCI	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	p
G1 (n = 30)	ISO	4,74±2,38	1,6-11,9	3,75±1,64	1,7-10,1	0,034*
	ISAP	3,6±1,72	0,8-6,8	2,92±1,48	1,3-9,2	0,025*
	ISL	2,51±1,81	0,7-9,6	1,81±0,67	0,6-3,2	0,032*
G2 (n = 30)	ISO	5,2±2,03	2-9	4,6±2,3	1,4-9,3	0,058
	ISAP	3,77±1,64	1,5-7,1	3,5±1,73	1,1-6,9	0,434
	ISL	2,92±1,41	1-7,5	2,33±1,51	0,9-8,2	0,004**
ROK PO ZABIEGU						
G1 (n = 30)	ISO	4,08±1,64	2-7,7	3,49±1,42	1,6-8	0,038*
	ISAP	2,90±1,16	0,8-5,8	2,55±0,91	1-5,1	0,058
	ISL	2,32±1,19	0,9-5,6	1,94±1,10	0,7-6,4	0,154
G2 (n = 30)	ISO	4,45±2,21	1,9-12,8	4,15±2,10	1,8-11,2	0,327
	ISAP	3,43±2,16	1,3-11,5	3,01±1,32	1,2-6,6	0,305
	ISL	2,23±0,86	0,5-4,2	2,28±1,76	0,8-9,8	0,339

W badaniach równowagi na niestabilnym podłożu odnotowano słabsze wyniki $p < 0,05$ operowanej kończyny w porównaniu do zdrowej w grupie pacjentów z komórkami podanymi w trakcie zabiegu, w grupie G1 6 miesięcy po zabiegu. Wykazano różnice, pomiędzy kończyną zdrową i chorą istotnie statystycznie we wszystkich kierunkach: ogólny indeks stabilności (ISO) ($p < 0,05$), przednio-tylny indeks stabilności (ISAP) ($p < 0,05$) i boczny indeks stabilności (ISL) ($p < 0,05$). W grupie pacjentów G2, u których nie podano komórek w trakcie zabiegu, wykazano różnice istotne statystycznie w bocznym indeksie stabilności (ISL) ($p < 0,01$). Pozostałe indeksy nie miały znaczących różnic.

Porównując kończynę operowaną do zdrowej rok po zabiegu w grupie pacjentów G1 wykazano różnice istotną statystycznie ($p < 0,05$) w ogólnym indeksie stabilności (ISO) – co oznacza słabsze wyniki podczas stania na operowanej kończynie dolnej. Pozostałe wskaźniki dla kończyny operowanej i zdrowej nie różniły się istotnie. W grupie G2 nie stwierdzono różnic istotnych statystycznie we wszystkich indeksach (Tab.10).

Indeks ISO, w grupie G1, uzyskał dużą wartość w 6 miesiącu po operacji i wartość ta nie zmieniła się podczas badania rok po operacji. Różnice pozostałych indeksów ISAP i ISL dla kończyny zdrowej i operowanej zmniejszyły się co świadczy o poprawie stabilności postawy w kierunkach przód – tył (AP) i kierunku bocznym (ML).

Porównując kończynę operowaną u pacjentów z grupy G1 z kończyną operowaną z grupy G2, 6 miesięcy i rok po zabiegu nie stwierdzono różnic istotnych statystycznie. (Tab.11 w Załączniku 8.2).

Poddając analizie średnie wartości poszczególnych indeksów stabilograficznych w grupach G1 i G2 uzyskanych w badaniach 6 miesięcy i rok po zabiegu zaobserwowano istotne statystycznie różnice we wskaźnikach: ogólnym (ISO) i bocznym indeksie stabilności (ISL) u pacjentów z grupy G2, u których nie zastosowano komórek podczas zabiegu (Tab.12). W grupie G2, w czasie od pierwszego badania 6 miesięcy po operacji do drugiego badania rok po operacji, indeks ISO istotnie zmniejszył się ($p < 0,05$). W tym samym czasie indeks ISL także zmniejszył się znacząco ($p < 0,01$). Świadczy to o istotnej poprawie sprawności utrzymywania równowagi po półrocznej terapii w grupie G2, w której nie podawano komórek macierzystych. W grupie G1 w której zastosowano w terapii komórki macierzyste ocena stabilograficzna nie zmieniła się co świadczy o braku postępu w doskonaleniu sprawności utrzymywania równowagi.

Tabela 12. Średnie wartości indeksów na ruchomym podłożu kończyny operowanej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ISO - ogólny indeks stabilności, ISAP - przednio-tylny indeks stabilności, ISL - boczny indeks stabilności.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

	INDEKS STABILNOŚCI	6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	ISO	4,74±2,34	1,6-11,9	4,08±1,64	2-7,7	0,162
	ISAP	3,6±1,69	0,8-6,8	2,90±1,16	0,8-5,8	0,063
	ISL	2,51±1,78	0,7-9,6	2,32±1,19	0,9-5,6	0,713
G2 (n = 30)	ISO	5,2±2,03	2-9	4,45±2,21	1,9-12,8	0,042*
	ISAP	3,77±1,64	1,5-7,1	3,43±2,16	1,3-11,5	0,233
	ISL	2,92±1,41	1-7,5	2,23±0,86	0,5-4,2	0,008**

4.3. Wyniki analizy rozkładu sił nacisku stóp podczas stania swobodnego, wspięcia na palce i przysiadu

Pomiary obciążeń stóp odbywały się na platformie dynamometrycznej firmy Zebris. Podczas badania w trakcie stania swobodnego pacjent miał za zadanie utrzymać pionową pozycję w czasie 20 sekund. Ocenie poddano rozkład sił nacisku stóp na podłoże pomiędzy przodostopiem RSp oraz tyłostopiem RSt oraz całkowity rozkład ciężaru ciała między operowaną i zdrową kończyną dolną RS.

Tabela 13 przedstawia wyniki uzyskane podczas stania swobodnego, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2, 6 miesięcy oraz rok od zabiegu.

Tabela 13. Średnie wartości obciążenia stopy [%] podczas stania swobodnego kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. RSp – obciążenie przodostopia, RSt - obciążenie tyłostopia, RS – obciążenie stopy.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU						
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	RSp	38,41±12,58	8,2-68,4	42,26±11,57	20-65,3	0,112
	RSt	61,59±12,58	31,6-91,8	57,74±11,57	34,7-80	0,112
	RS	47,34±6,72	33,5-62,6	52,66±6,61	37,4-66,5	0,039*
G2 (n = 30)	RSp	38,9±12,17	21,3-68,2	36,49±13,17	9,4-59,9	0,313
	RSt	61,1±12,17	31,8-78,8	63,51±13,17	40,1-90,6	0,313

	RS	49,39±7,37	31,2-70,3	51,66±6,38	39,9-68,8	0,333
ROK PO ZABIEGU						
G1 (n = 30)	RSp	45,61±12,26	21,3-78,7	47,93±12,63	22,6-82,4	0,261
	RSt	54,39±12,26	21,3-78,7	52,07±12,63	17,6-77,4	0,261
	RS	51,02±4,69	41,7-62,3	48,97±4,69	37,7-58,3	0,240
G2 (n = 30)	RSp	41,50±14,57	19,2-97,4	42,98±12,32	14,8-88,5	0,396
	RSt	58,50±14,57	2,6-80,8	57,02±12,32	11,5-85,2	0,396
	RS	51,28±5,36	43,7-67,5	48,72±5,36	32,5-56,3	0,200

W pomiarach przeprowadzonych 6 miesięcy po zabiegu zaobserwowano większe obciążenia przenoszone przez zdrową kończynę dolną w grupie pacjentów G1, po roku nie stwierdzono różnic w rozkładzie sił nacisku stóp pomiędzy grupami G1 i G2. W grupie pacjentów G2 zarówno 6 miesięcy jak i rok po zabiegu nie zaobserwowano istotnych różnic pomiędzy siłami nacisku operowanej i zdrowej stopy na podłoże (Tab.13).

Porównując pomiary obciążenia stopy kończyny operowanej u pacjentów z grupy G1 ze stopą kończyny operowaną z grupy G2, 6 miesięcy i rok po zabiegu, nie stwierdzono różnic istotnych statystycznie (Tab.14 w Załączniku 8.2).

Po porównaniu rozkładu obciążenia stopy RS pomiędzy operowaną a zdrową stroną (Tab.15) zaobserwowano poprawę wyników po roku od operacji w grupie pacjentów G1 ($p < 0,05$). Wartości sił nacisku jakie pacjenci osiągnęli stojąc na chorej kończynie dolnej zbliżyły się do wyników zdrowej kończynie dolnej, ale przeciążenie zdrowej KD pozostało.

Tabela 15. Średnie wartości obciążenia stopy [%] podczas stania swobodnego kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. RSp – obciążenie przodostopia, RSt - obciążenie tyłostopia, RS – obciążenie stopy.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	RSp	38,41±12,58	8,2-68,4	45,61±12,26	21,3-78,7	0,064
	RSt	61,59±12,58	31,6-91,8	54,39±12,26	21,3-78,7	0,064
	RS	47,34±6,72	33,5-62,6	51,02±4,69	41,7-62,3	0,017*
G2 (n = 30)	RSp	38,9±12,17	21,3-68,2	41,50±14,57	19,2-97,4	0,488
	RSt	61,1±12,17	31,8-78,8	58,50±14,57	2,6-80,8	0,488
	RS	49,39±7,37	31,2-70,3	51,28±5,36	43,7-67,5	0,265

Kolejno, na platformie dynamometrycznej zmierzono obciążenia stopy podczas wspięcia na palce, gdzie pacjent miał za zadanie utrzymać pozycję w czasie 10 sekund.

Tabela 16 przedstawia wyniki, porównania obciążeń kończyny operowanej i zdrowej, w grupach pacjentów G1 oraz G2, 6 miesięcy oraz rok po zabiegu.

Tabela 16. Średnie wartości obciążenia stopy [%] podczas wspięcia na palce kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2, 6 miesięcy i rok po zabiegu.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU					
	KD OPEROWANA		KD ZDROWA		
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	p
G1 (n = 30)	48,2±6,85	29,2-62,5	51,14±5,94	37,5-65,2	0,162
G2 (n = 30)	52,91±10,96	34,3-98,9	48,70±6,58	33,4-96	0,287
ROK PO ZABIEGU					
G1 (n = 30)	47,62±5,41	35,6-58,4	52,39±5,42	41,6-64,4	0,022*
G2 (n = 30)	48,76±6,31	31,7-64,7	51,24±6,31	35,3-68,3	0,289

W badaniach przeprowadzonych rok od zabiegu zaobserwowano większe obciążenia zdrowej stopy w grupie G1(p<0,05), w której zastosowano komórki macierzyste podczas leczenia (Tab.16).

Porównując kończynę operowaną w grupie pacjentów G1 z kończyną operowaną z grupy G2, 6 miesięcy i rok po zabiegu (tab.17 w załączniku 8.2) oraz obie grupy względem siebie nie odnotowano różnic istotnych statystycznie (Tab.18 w Załączniku 8.2).

Na platformie dynamometrycznej zmierzono także obciążenia stóp podczas przysiadu. Tabela 19 przedstawia wyniki porównania rozkładu sił nacisku na stopach pomiędzy kończyną operowaną a zdrową, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2, 6 miesięcy oraz rok od zabiegu.

Tabela 19. Średnie wartości obciążenia [%] podczas przysiadu kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. RPP – obciążenie przodostopia, RPt - obciążenie tyłostopia, RP – obciążenie stopy.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU						
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	RPP	35,38±18,91	3,8-82,9	38,17±16,88	1,4-66,9	0,614
	RPt	64,62±18,91	17,1-96,2	61,82±16,88	33,1-98,6	0,614
	RP	48,14±8,01	16,5-60,1	51,83±8,01	39,9-83,5	0,217
G2 (n = 30)	RPP	33,97±15,53	12,3-72,7	42,19±14,04	10,1-67	0,037*
	RPt	66,03±15,53	27,3-87,7	57,81±14,04	33-89,9	0,037*
	RP	51,83±4,56	41-59,4	48,17±4,56	40,6-59	0,036*
ROK PO ZABIEGU						
G1 (n = 30)	RPP	51,99±13,18	26-80,1	36,26±14,34	11,6-69,6	0,000***
	RPt	48,01±13,18	19,9-74	63,74±14,34	30,4-88,4	0,000***
	RP	49,75±5,25	42,6-63,1	50,25±5,25	36,9-57,4	0,794
G2 (n = 30)	RPP	47,71±15,69	23,6-99	36,11±17,23	2,9-88,2	0,001**
	RPt	52,29±15,69	1-76,4	63,89±17,23	11,8-97,1	0,001**
	RP	50,36±5,24	41-62	49,64±5,24	38-59	0,712

Analizując wyniki pomiarów 6 miesięcy po zabiegu zaobserwowano większe obciążenia przenoszone na tyłostopie RPt operowanej kończyny dolnej w grupie pacjentów, u których nie podano komórek w trakcie zabiegu G2 (p<0,05). Również całkowity ciężar ciała RP przenoszony jest na operowaną kończynę w trakcie przysiadu (p<0,05). Po roku od zabiegu w obu grupach zaobserwowano wartości zbliżone do 50% ciężaru ciała w obrębie przodostopia RPP i tyłostopia RPt w operowanej kończynie dolnej sugerując symetryczny rozkład ciężaru ciała. Odnotowano natomiast większe obciążenia na tyłostopie RPt w obrębie zdrowej kończyny dolnej (p<0,01). W grupie G1 i G2 stwierdzono symetryczny rozkład obciążeń pomiędzy operowaną a zdrową stroną ciała (Tab.19).

Biorąc pod uwagę porównanie grup względem siebie zaobserwowano różnice w rozkładzie obciążeń stóp w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy po zabiegu. W grupie G1 mniejsze, natomiast w grupie G2 większe obciążenia stwierdzono na operowanej kończynie dolnej (p<0,05). Natomiast po roku wyniki te nie różniły się względem siebie (Tab.20).

Tabela 20. Średnie wartości obciążenia [%] podczas przysiadu kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. RPP – obciążenie przodostopia, RPt - obciążenie tyłostopia, RP – obciążenie stopy.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	RPP	35,38±18,91	3,8-82,9	33,97±15,53	12,3-72,7	0,753
	RPt	64,62±18,91	17,1-96,2	66,03±15,53	27,3-87,7	0,753
	RP	48,14±8,01	16,5-60,1	51,83±4,56	41-59,4	0,032*
ROK PO ZABIEGU	RPP	51,99±13,18	26-80,1	47,71±15,69	23,6-99	0,258
	RPt	48,01±13,18	19,9-74	52,29±15,69	1-76,4	0,258
	RP	49,75±5,25	42,6-63,1	50,36±5,24	41-62	0,654

Analizując średnie wartości poszczególnych parametrów testu w obrębie operowanej kończyny, w obu grupach można zauważyć większe obciążenie przenoszone na tyłostopie RPt w badaniu przeprowadzonym po 6 miesiącach, który po roku wyrównuje się z obciążeniem zlokalizowanym w obrębie przodostopia (Tab.21).

Tabela 21. Średnie wartości obciążenia [%] podczas przysiadu kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. RPP – obciążenie przodostopia, RPt - obciążenie tyłostopia, RP – obciążenie stopy.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	RPP	35,38±18,91	3,8-82,9	51,99±13,18	26-80,1	0,000***
	RPt	64,62±18,91	17,1-96,2	48,01±13,18	19,9-74	0,000***
	RP	48,14±8,01	16,5-60,1	49,75±5,25	42,6-63,1	0,330
G2 (n = 30)	RPP	33,97±15,53	12,3-72,7	47,71±15,69	23,6-99	0,001**
	RPt	66,03±15,53	27,3-87,7	52,29±15,69	1-76,4	0,001**
	RP	51,83±4,56	41-59,4	50,36±5,24	41-62	0,185

4.4. Wyniki analizy chodu swobodnego i biegu

Do oceny chodu swobodnego i biegu zastosowano platformę dynamometryczną firmy Zebris FDM. Dane zebrano dla pięciu prób. Do analizy statystycznej brano średnią z trzech dobrych ocen.

Tabela 22 przedstawia wyniki, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2 6 miesięcy oraz rok od zabiegu podczas chodu swobodnego.

Tabela 22. Średnie wartości podczas chodu swobodnego u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. CHrp - rotacja podudzia, CHdk - długość kroków, CHfpod - faza podparcia, CHfp - faza przenoszenia, CHFHmaxH - maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem, CHFHmaxT - maksymalna siła kontaktu palucha z podłożem w czasie wybicia.

* p < 0,05; ** p < 0,01; *** p < 0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU						
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	CHrp [deg]	8,84±3,54	2,5-16,3	7,73±3,59	2,5-16	0,166
	CHdk [cm]	66,1±12,76	8-79	69,23±7,37	57-82	0,084
	CHfpod [%]	63,68±1,95	60,4-67	62,50±1,62	59,3-65,2	0,000***
	CHfp [%]	36,36±2	33-39,6	37,44±1,58	34,8-40,7	0,000***
	CHFHmaxH [N]	863,42±130,05	652,6-1151,1	836,84±124,27	645,6-1134,6	0,004**
	CHFHmaxT [N]	911,61±125,68	710,2-1217	888,73±109,31	762,8-1170,1	0,001**
G2 (n = 30)	CHrp [deg]	8,8±3,17	2,7-15,6	9,89±3,84	1,5-18,9	0,210
	CHdk [cm]	68,77±6,93	59-85	69,43±7,37	56-86	0,089
	CHfpod [%]	63,31±1,94	60,2-69,2	62,79±1,71	60,2-67	0,059
	CHfp [%]	36,71±1,95	30,8-39,8	37,21±1,71	33-39,8	0,067
	CHFHmaxH [N]	840,78±144,06	649,1-1131,3	823,88±126,59	630,3-1118,5	0,051
	CHFHmaxT [N]	896,04±143,55	722,8-1215,5	873,37±136,65	701,2-1182,3	0,005**
ROK PO ZABIEGU						
G1 (n = 30)	CHrp [deg]	9,04±3,62	0,1-15,8	7,56±3,45	1,4-15,7	0,069
	CHdk [cm]	70,70±6,44	56-80	71,53±6,24	61-87	0,115
	CHfpod [%]	62,65±1,46	59,9-65,8	62,47±1,52	59,4-65,6	0,386
	CHfp [%]	37,35±1,46	34,2-40,1	37,53±1,52	43,4-40,6	0,386
	CHFHmaxH [N]	878,83±139,73	695,1-1122,8	861,61±145,91	617-1139,4	0,025*
	CHFHmaxT [N]	913,21±136,37	711,4-1223,9	903,65±132,11	648,1-1188,9	0,166
G2 (n = 30)	CHrp [deg]	8,89±3,41	3,2-15,6	10,27±3,68	3,1-17,7	0,128
	CHdk [cm]	70,50±6,04	56-81	70,97±6,33	59-82	0,331
	CHfpod [%]	62,57±1,81	58,4-65,9	62,34±1,60	58,8-66,5	0,437

	CHfp [%]	37,43±1,81	34,1-41,6	37,66±1,60	33,5-41,2	0,437
	CHFmaxH [N]	822,84±182,54	286,7-1230,6	833,85±127,38	652-1142	833,85
	CHFmaxT [N]	886,89±133,98	648,1-1212,4	888,65±124,22	721,4-1243,5	0,822

Poddając analizie parametry chodu swobodnego zaobserwowano wydłużoną fazę podparcia CHfpod operowanej kończyny dolnej w stosunku do kończyny zdrowej w grupie pacjentów G1, w badaniu przeprowadzonym 6 miesięcy po zabiegu ($p<0,001$). Zanotowano także wyższe wartości średnie ($p<0,01$) siły kontaktu pięty z podłożem CHFmaxH oraz w trakcie odbicia palucha CHFmaxT ($p<0,01$). Po roku zaobserwowano poprawę wyników, gdzie fazy cyklu chodu CHfpod oraz CHfp wyrównały się z wartościami w kończynie zdrowej. Jedynie faza kontaktu pięty z podłożem CHFmaxH operowanej kończyny dolnej pozostała dłuższa w stosunku do kończyny nieoperowanej, w grupie G1 ($p<0,01$). Pozostałe parametry nie miały istotnych statystycznie różnic. W grupie G2 zanotowano wyższe wartości obciążenia w trakcie fazy wybicia CHFmaxT kończyny po zabiegu w porównaniu do kończyny zdrowej ($p<0,01$). Po roku nie zaobserwowano różnic.

Porównując średnie parametry chodu grup G1 i G2 nie odnotowano istotnych statystycznie różnic (Tab.23 w Załączniku 8.2).

Analizując parametry chodu kończyny operowanej pomiędzy badanymi grupami, w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy i rok od zabiegu, zaobserwowano znaczące różnice w czasie fazy podparcia CHfpod ($p<0,01$), fazy przenoszenia CHfp ($p<0,01$), gdzie oba te parametry uległy poprawie, zbliżając się wynikami do kończyny zdrowej (Tab.24).

Tabela 24. Średnie wartości podczas chodu swobodnego u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. CHrp - rotacja podudzia, CHdk - długość kroków, CHfpod - faza podparcia, CHfp - faza przenoszenia, CHFmaxH - maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem, CHFmaxT - maksymalna siła kontaktu palucha z podłożem w czasie wybicia.

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	p
G1 (n = 30)	CHrp [deg]	8,84±3,54	2,5-16,3	9,04±3,62	0,1-15,8	0,543
	CHdk [cm]	66,1±12,76	8-79	70,70±6,44	56-80	0,020*
	CHfpod [%]	63,68±1,95	60,4-67	62,65±1,46	59,9-65,8	0,000***
	CHfp [%]	36,36±2	33-39,6	37,35±1,46	34,2-40,1	0,000***
	CHFmaxH [N]	863,42±130,05	652,6-1151,1	878,83±139,73	695,1-1122,8	0,143
	CHFmaxT [N]	911,61±125,68	710,2-1217	913,21±136,37	711,4-1223,9	0,835
G2	CHrp [deg]	8,8±3,17	2,7-15,6	8,89±3,41	3,2-15,6	0,764

(n = 30)	CHdk [cm]	68,77±6,93	59-85	70,50±6,04	56-81	0,154
	CHfpod [%]	63,31±1,94	60,2-69,2	62,57±1,81	58,4-65,9	0,012*
	CHfp [%]	36,71±1,95	30,8-39,8	37,43±1,81	34,1-41,6	0,015*
	CHFmaxH [N]	840,78±144,06	649,1-1131,3	822,84±182,54	286,7-1230,6	0,524
	CHFmaxT [N]	896,04±143,55	722,8-1215,5	886,89±133,98	648,1-1212,4	0,660

Analizę biegu wykonano na tej samej platformie dynamometrycznej firmy Zebris FDM. Tabela 25 przedstawia wyniki, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2 6 miesięcy oraz rok od zabiegu.

Tabela 25. Średnie wartości podczas biegu u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. Brp - rotacja podudzia, Bdk - długość kroków, Bfpod - faza podparcia, Bfp - faza przenoszenia, BFHmaxH - maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem.

* p < 0,05; ** p < 0,01; *** p < 0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU						
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	p
G1 (n = 30)	Brp [deg]	6,63±3,14	0,1-12	5,71±3,16	0,3-14	0,232
	Bdk [cm]	80,33±12,6	60-109	83,03±11,55	65-115	0,002**
	Bfpod [%]	47,79±5,19	37,2-57,3	46,86±5,16	35,8-55,8	0,006**
	Bfp [%]	52,2±5,2	42,7-62,8	53,14±5,16	44,2-64,2	0,005**
	BFHmaxH [N]	1610,52±210,12	1154,4-1996	1572,76±199,64	1226,8-1881,8	0,012*
G2 (n = 30)	Brp [deg]	7,52±3,94	0,2-15,2	8,35±3,98	1,1-15,1	0,315
	Bdk [cm]	84,73±15,28	65-116	86,97±15,92	66-116	0,031*
	Bfpod [%]	46,67±6,4	35,9-59,9	45,63±6,42	35,5-57,4	0,021*
	Bfp [%]	53,33±6,4	40,1-64,1	54,37±6,42	42,6-64,5	0,021*
	BFHmaxH [N]	1595,92±332	1047,4-2481,2	1560,25±341,60	934,8-2657	0,065
ROK PO ZABIEGU						
G1 (n = 30)	Brp [deg]	6,56±3,21	0,2-12,5	5,87±3,65	0,1-15,5	0,351
	Bdk [cm]	91,33±12,61	67-114	92,60±12,23	71-116	0,019*
	Bfpod [%]	43,43±5,42	36,5-53,9	42,63±4,90	35,2-51,5	0,035*
	Bfp [%]	56,57±5,42	46,1-63,5	57,37±4,90	48,5-64,8	0,035*
	BFHmaxH [N]	1705,05±209,85	1339,9-2074,1	1739,36±209,70	1352,3-2160	0,030*
G2 (n = 30)	Brp [deg]	7,18±4,07	0,1-15,6	8,11±4,08	0,8-16,1	0,295
	Bdk [cm]	91,83±22,19	1-132	95,87±14,35	65-134	0,143
	Bfpod [%]	41,69±8,64	6-58,3	42,12±5,79	31,8-58	0,752
	Bfp [%]	56,98±5,43	41,7-66,8	57,88±5,79	42-68,2	0,122
	BFHmaxH [N]	1640,89±252,17	1273,1-2238,7	1654,36±282,56	1293,1-2304,5	0,377

Podczas badania biegu przeprowadzonego 6 miesięcy od zabiegu w grupie G1, w której podano komórki podczas zabiegu, zaobserwowano krótszą długość kroku Bdk ($p<0,01$), wydłużoną fazę podparcia Bfpod ($p<0,01$) i wyższe wartości podczas kontaktu pięty z podłożem BFHmaxH ($p<0,05$) w stosunku do kończyny zdrowej. Po roku długość kroku pozostała mniejsza ($p<0,05$) oraz faza podparcia kończyny operowanej wydłużona ($p<0,05$) w stosunku do kończyny zdrowej. Zanotowano mniejszy nacisk kończyny operowanej w porównaniu z kończyną zdrową w fazie kontaktu pięty z podłożem BFHmaxH ($p<0,05$). W grupie G2, bez komórek, zanotowano krótszy krok Bdk ($p<0,05$) oraz wydłużoną fazę podparcia Bfpod ($p<0,05$) operowanej kończyny dolnej w pomiarze 6 miesięcy po zabiegu. Po roku takich różnic nie stwierdzono wykazując poprawę wyników (Tab.25).

Porównując parametry biegu grup G1 i G2 nie odnotowano istotnych statystycznie różnic podczas obu etapów badań (Tab.26 w Załączniku 8.2).

Analizując parametry kończyny operowanej po 6 miesiącach i roku od zabiegu, zaobserwowano wydłużenie długości kroku oraz skrócenie fazy podparcia kończyny operowanej ($p<0,001$), zbliżając wyniki do kończyny zdrowej (Tab.27).

Tabela 27. Średnie wartości podczas biegu u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. Brp - rotacja podudzia, Bdk - długość kroków, Bfpod - faza podparcia, Bfp - faza przenoszenia, BFHmaxH - maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem.

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	Brp [deg]	6,63±3,14	0,1-12	6,56±3,21	0,2-12,5	0,920
	Bdk [cm]	80,33±12,6	60-109	91,33±12,61	67-114	0,000***
	Bfpod [%]	47,79±5,19	37,2-57,3	43,43±5,42	36,5-53,9	0,000***
	Bfp [%]	52,2±5,2	42,7-62,8	56,57±5,42	46,1-63,5	0,000***
	BFHmaxH [N]	1610,52±210,12	1154,4-1996	1705,05±209,85	1339,9-2074,1	0,000***
G2 (n = 30)	Brp [deg]	7,52±3,94	0,2-15,2	7,18±4,07	0,1-15,6	0,529
	Bdk [cm]	84,73±15,28	65-116	91,83±22,19	1-132	0,116
	Bfpod [%]	46,67±6,4	35,9-59,9	41,69±8,64	6-58,3	0,015*
	Bfp [%]	53,33±6,4	40,1-64,1	56,98±5,43	41,7-66,8	0,006**
	BFHmaxH [N]	1595,92±332	1047,4-2481,2	1640,89±252,17	1273,1-2238,7	0,409

4.5. Wyniki oceny skoczności

Testy skoczności w postaci wyskoku pionowego z miejsca wykonano na platformie dynamometrycznej firmy AMTI USA. Każdy z badanych wykonał po dwie próby na zdrowej i operowanej kończynie dolnej oraz po dwie próby obunóż.

Tabela 28 przedstawia wyniki wyskoku jednonóż, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2, 6 miesięcy oraz rok od zabiegu.

Tabela 28. Średnie wartości podczas wyskoku jednonóż u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. HVmax - maksymalna wysokość uniesienia, MOCmax - moc maksymalna, MOCwzgl - moc względna w stosunku do masy ciała.

* p < 0,05; ** p < 0,01; *** p < 0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU						
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	p
G1 (n = 30)	HVmax [m]	0,15±0,04	0,1-0,2	0,2±0,12	0,1-0,8	0,032*
	MOCmax [W]	972,5±278,25	517-1536	1039,3±281,25	600-1606	0,029*
	MOCwzgl [W/kg]	11,34±2,72	6,5-16,7	12,24±3	7,4-18,4	0,007**
G2 (n = 30)	HVmax [m]	0,16±0,04	0,1-0,2	0,19±0,04	0,1-0,3	0,000***
	MOCmax [W]	995,83±241,44	516-1550	1063,3±7265,38	589-1505	0,030*
	MOCwzgl [W/kg]	12,06±2,4	7,5-16,3	17,04±23,02	8,3-138	0,023*
ROK PO ZABIEGU						
G1 (n = 30)	HVmax [m]	0,17±0,04	0,1-0,3	0,18±0,04	0,1-0,3	0,003**
	MOCmax [W]	1057,10±271,69	601-1575	1055,90±247,48	641-1558	0,971
	MOCwzgl [W/kg]	12,22±2,70	7,1-17	12,32±2,79	7,1-17,7	0,790
G2 (n = 30)	HVmax [m]	0,17±0,04	0,1-0,2	0,18±0,04	0,1-0,3	0,000***
	MOCmax [W]	1015,27±262,15	519-1536	1075,60±301,17	568-1701	0,032*
	MOCwzgl [W/kg]	12,24±2,76	7,2-17,8	12,96±3,16	7,5-18,9	0,029*

Porównując parametry wyskoku uzyskane 6 miesięcy po zabiegu grup G1, u których zastosowano komórki macierzyste podczas leczenia oraz bez komórek G2 zaobserwowano niższą wysokość wyskoku HVmax (p<0,05) na kończynie dolnej operowanej, niższą moc maksymalną MOCmax (p<0,05) oraz niższą moc maksymalną względną MOCwzgl (p<0,01) w porównaniu do zdrowej kończyny dolnej. Po roku w grupie G2 parametry wyskoków wciąż są istotnie niższe w porównaniu z KD zdrową (p<0,05). W grupie G1 jedynie średnia wysokość wyskoku pozostała znacząco niższa w drugim badaniu (p<0,01) (Tab.28).

Podczas wyskoku jednonóż, porównując kończynę operowaną między grupami nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie (Tab.29 w Załączniku 8.2).

Analizując kończynę operowaną w każdej z grup, jedynie w grupie G1 zaobserwowano różnice w pomiarach mocy maksymalnej MOCmax ($p < 0,01$) i mocy maksymalnej względnej MOCwzgl ($p < 0,05$), które uległy znaczącej poprawie w badaniu przeprowadzonym po roku od zabiegu (Tab.30).

Tabela 30. Średnie wartości podczas wyskoku jednonóż u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. HVmax - maksymalna wysokość uniesienia, MOCmax - moc maksymalna, MOCwzgl - moc względna w stosunku do masy ciała.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	HVmax [m]	0,15±0,04	0,1-0,2	0,17±0,04	0,1-0,3	0,052
	MOCmax [W]	972,5±278,25	517-1536	1057,10±271,69	601-1575	0,009**
	MOCwzgl [W/kg]	11,34±2,72	6,5-16,7	12,22±2,70	7,1-17	0,042*
G2 (n = 30)	HVmax [m]	0,16±0,04	0,1-0,2	0,17±0,04	0,1-0,2	0,180
	MOCmax [W]	995,83±241,44	516-1550	1015,27±262,15	519-1536	0,518
	MOCwzgl [W/kg]	12,06±2,4	7,5-16,3	12,24±2,76	7,2-17,8	0,636

Tabela 31 przedstawia wyniki wyskoku obunóż osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2 6 miesięcy oraz rok od zabiegu.

Tabela 31. Średnie wartości podczas wyskoku obunóż u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. HVmax - maksymalna wysokość uniesienia, MOCmax - moc maksymalna, MOCwzgl - moc względna w stosunku do masy ciała.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	HVmax [m]	0,32±0,07	0,2-0,5	0,33±0,06	0,2-0,4	0,363
	MOCmax [W]	1842,33±551,8	882-3189	1976,4±429,65	1284-2839	0,239
	MOCwzgl [W/kg]	21,29±5,76	11,5-36,9	24,09±4,77	17,4-34,8	0,044*
ROK PO ZABIEGU	HVmax [m]	0,33±0,07	0,2-0,5	0,34±0,06	0,2-0,5	0,584
	MOCmax [W]	1943,07±553,40	1095-3455	1973,10±465,76	1164-2717	0,821
	MOCwzgl [W/kg]	22,48±5,64	13,3-38,7	23,76±4,79	15,7-33,3	0,346

Porównując grupy G1 i G2 względem siebie zanotowano niższą moc maksymalną względną MOCwzgl w badaniu przeprowadzonym 6 miesięcy od zabiegu w grupie pacjentów G1 ($p < 0,05$). Po roku brak różnic (Tab.31).

Podczas analizy uwzględniających wyniki osobno w grupach G1 i G2 nie zaobserwowano istotnych zmian po roku od zabiegu w żadnej z grup (Tab.32 w Załączniku 8.2).

4.6. Wyniki pomiarów momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego w warunkach statyki

Pomiar maksymalnego momentu siły mięśni w stawie skokowym wykonano na urządzeniu Humac Norm w pozycji leżenia przodem z wyprostowanym oraz leżenia tyłem ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym. Podczas pomiarów w warunkach statyki badany wykonywał najpierw jeden wysiłek próbny a następnie dwa napięcia mięśni z maksymalną siłą w pozycji pośredniej stawu skokowego.

Tabela 33 przedstawia wyniki, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2, 6 miesięcy oraz rok od zabiegu.

Tabela 33. Średnie wartości pomiaru momentów sił mięśniowych w warunkach izometrii [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPlzKp – zginanie podszwowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym, ZgGlzKp – zginanie grzbietowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym, ZgPlzKz – zginanie podszwowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym, ZgGlzKz – zginanie grzbietowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU							
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
G1 (n = 30)	ZgPlzKp	83,43±20,27	52-127	104,10±22,46	68-159	0,000***	20
	ZgGlzKp	42,20±8,27	23-56	51,13±8,97	34-72	0,000***	17
	ZgPlzKz	61,07±17,53	26-104	76,67±19,25	38-110	0,002**	20
	ZgGlzKz	31,03±7,89	15-49	39,43±7,97	23-56	0,000***	21
G2 (n = 30)	ZgPlzKp	73,13±16,84	45-108	99,47±20,42	60-140	0,000***	26
	ZgGlzKp	43,73±8,41	24-65	50,67±9,25	30-80	0,004**	14
	ZgPlzKz	57,97±11,97	39-92	73,90±17,24	41-113	0,000***	22
	ZgGlzKz	31,40±8,07	19-45	41,27±10,08	22-60	0,000***	24
ROK PO ZABIEGU							
G1 (n = 30)	ZgPlzKp	95,33±23,43	60-160	106,33±22,54	61-163	0,006**	10
	ZgGlzKp	44,40±7,77	30-57	51,00±8,90	34-69	0,000***	13

	ZgPlzKz	68,30±18,61	31-125	75,83±18,06	49-123	0,008**	10
	ZgGlzKz	33,97±8,29	16-54	40,53±8,49	22-60	0,000***	16
G2 (n = 30)	ZgPlzKp	84,30±21,05	45-149	104,30±20,46	66-148	0,000***	19
	ZgGlzKp	45,43±8,14	26-68	50,43±7,80	37-72	0,000***	10
	ZgPlzKz	62,63±14,07	42-96	77,27±18,48	49-126	0,000***	19
	ZgGlzKz	33,37±7,03	18-46	40,80±7,93	23-56	0,000***	18

Badania wykonane po 6 miesiącach i po roku od zabiegu operacyjnego w obu pozycjach wykazały istotnie osłabione wartości momentów sił mięśni zginaczy podszwowych i grzbietowych operowanej kończyny mierzone w warunkach izometrycznych ($p < 0,05$), w odniesieniu do kończyny zdrowej. Grupa G1 charakteryzowała się średnim deficytem zginaczy podszwowych w obu pozycjach na poziomie 20%, natomiast po roku od zabiegu różnica ta zmniejszyła się do 10%. W grupie pacjentów bez komórek G2 deficyty były wyższe po 6 miesiącach, 26% z kolanem prostym i 22% z kolanem zgiętym. Po roku różnica utrzymywała się na poziomie 19% pomiędzy kończyną operowaną a zdrową. Deficyt został określony na podstawie różnicy wyników pomiarów wartości maksymalnej pomiędzy zdrową a operowaną kończyną dolną, w stosunku do wartości kończyny zdrowej, który wyrażono w procentach (Tab.33).

Porównując grupy względem siebie zaobserwowano wyższe wartości w pomiarach momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych w grupie G1. Większą różnicę zaobserwowano w pomiarach w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym - poziom deficytu 12% znajdował się na podobnym poziomie zarówno w pierwszym jak i w drugim pomiarze. Średnie wartości momentów sił mięśniowych zginaczy grzbietowych nie różniły się względem siebie istotnie statystycznie w żadnej z grup (Tab.34).

Tabela 34. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izometrii [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPlzKp – zginanie podszwowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym, ZgGlzKp – zginanie grzbietowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym, ZgPlzKz – zginanie podszwowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym, ZgGlzKz – zginanie grzbietowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	ZgPlzKp	83,43±20,27	52-127	73,13±16,84	45-108	0,037*	12
	ZgGlzKp	42,20±8,27	23-56	43,73±8,41	24-65	0,479	3
	ZgPlzKz	61,07±17,53	26-104	57,97±11,97	39-92	0,427	5
	ZgGlzKz	31,03±7,89	15-49	31,40±8,07	19-45	0,859	1

ROK PO ZABIEGU	ZgPlzKp	95,33±23,43	60-160	84,30±21,05	45-149	0,060	12
	ZgGlzKp	44,40±7,77	30-57	45,43±8,14	26-68	0,617	2
	ZgPlzKz	68,30±18,61	31-125	62,63±14,07	42-96	0,189	8
	ZgGlzKz	33,97±8,29	16-54	33,37±7,03	18-46	0,763	2

Na podstawie tabeli 35 można stwierdzić wyraźną poprawę wyników w obu grupach po roku od zabiegu, szczególnie w pomiarach zginania podszwowego w pozycji z kolaniem wyprostowanym i zgiętym.

Tabela 35. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izometrii [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPlzKp – zginanie podszwowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym, ZgGlzKp – zginanie grzbietowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym, ZgPlzKz – zginanie podszwowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym, ZgGlzKz – zginanie grzbietowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym.
* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
G1 (n = 30)	ZgPlzKp	83,43±20,27	52-127	95,33±23,43	60-160	0,001**	12
	ZgGlzKp	42,20±8,27	23-56	44,40±7,77	30-57	0,023*	5
	ZgPlzKz	61,07±17,53	26-104	68,30±18,61	31-125	0,028*	11
	ZgGlzKz	31,03±7,89	15-49	33,97±8,29	16-54	0,007**	9
G2 (n = 30)	ZgPlzKp	73,13±16,84	45-108	84,30±21,05	45-149	0,000***	13
	ZgGlzKp	43,73±8,41	24-65	45,43±8,14	26-68	0,041*	4
	ZgPlzKz	57,97±11,97	39-92	62,63±14,07	42-96	0,075	7
	ZgGlzKz	31,40±8,07	19-45	33,37±7,03	18-46	0,059	6

4.7. Wyniki pomiarów momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego w warunkach izokinetyki

Pomiar w warunkach izokinetycznych przeprowadzono dla trzech prędkości kątowych: $\omega=60^\circ/s$ (5 powtórzeń), $\omega=120^\circ/s$ (8 powtórzeń) i $\omega=180^\circ/s$ (10 powtórzeń) w pozycji leżenia przodem z wyprostowanym oraz leżenia tyłem ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym.

Tabela 36 przedstawia wyniki, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2 6 miesięcy oraz rok od zabiegu w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym.

Tabela 36. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izokinetyki w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPIk60Kp – zginanie podszwowe z prędkością kątową $60^\circ/s$, ZgPIk120Kp – zginanie podszwowe z prędkością kątową $120^\circ/s$, ZgPIk180Kp – zginanie podszwowe z prędkością kątową $180^\circ/s$, ZgGIk60Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową $60^\circ/s$, ZgGIk120Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową $120^\circ/s$, ZgGIk180Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową $180^\circ/s$.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU							
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
G1 (n = 30)	ZgPIk60Kp	68,43±18,54	41-104	83,40±21,01	50-130	0,005**	18
	ZgPIk120Kp	45,80±12,44	22-69	54,70±13,66	30-80	0,011*	16
	ZgPIk180Kp	37,17±9,12	19-56	43,17±10,21	24-65	0,020*	14
	ZgGIk60Kp	30,47±5,97	18-41	32,90±5,73	19-45	0,113	7
	ZgGIk120Kp	22,47±4,49	12-30	23,47±4,04	12-30	0,368	4
	ZgGIk180Kp	19,50±3,04	12-26	19,77±2,80	14-27	0,725	1
G2 (n = 30)	ZgPIk60Kp	69,33±14,39	45-103	87,87±12,30	60-106	0,000***	21
	ZgPIk120Kp	46,93±8,88	33-69	55,53±10,68	39-72	0,001**	15
	ZgPIk180Kp	37,37±6,30	27-50	43,63±7,79	28-62	0,001**	14
	ZgGIk60Kp	31,37±4,73	22-39	34,23±5,58	22-52	0,036*	8
	ZgGIk120Kp	23,47±3,19	18-33	23,93±2,92	18-33	0,557	2
	ZgGIk180Kp	20,40±2,49	16-27	20,37±2,37	16-27	0,958	0
ROK PO ZABIEGU							
G1 (n = 30)	ZgPIk60Kp	75,77±18,90	46-117	87,43±21,49	58-141	0,000***	13
	ZgPIk120Kp	51,33±13,08	31-85	56,17±16,63	31-104	0,001**	9
	ZgPIk180Kp	39,60±10,38	24-60	42,43±13,07	26-80	0,025*	7
	ZgGIk60Kp	31,80±5,99	19-46	34,43±5,70	22-46	0,000***	8

	ZgG1k120Kp	23,20±4,08	14-37	24,17±3,46	15-31	0,019*	4
	ZgG1k180Kp	19,77±2,90	14-30	19,90±2,43	14-24	0,722	1
G2 (n = 30)	ZgP1k60Kp	73,23±14,30	47-100	84,93±13,39	60-110	0,000***	14
	ZgP1k120Kp	49,00±10,07	30-69	52,10±8,50	39-65	0,058	6
	ZgP1k180Kp	38,67±7,51	24-53	39,47±7,79	23-52	0,462	2
	ZgG1k60Kp	32,13±5,06	23-47	33,70±5,11	24-46	0,011*	5
	ZgG1k120Kp	24,07±3,62	18-33	23,73±3,30	16-33	0,517	1
	ZgG1k180Kp	20,00±2,32	16-26	20,20±2,43	15-27	0,610	1

W badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy od zabiegu zaobserwowano w grupie G1 i G2 różnice istotne statystycznie w pomiarach momentów sił mięśniowych zginaczy podeszwowych we wszystkich trzech prędkościach kątowych w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym. W pomiarach zginaczy grzbietowych jedynie w grupie G2 zanotowano istotną różnicę w pomiarze z prędkością kątową 60°/s. Po roku różnice utrzymują się, wykazując osłabienie zginaczy podeszwowych i grzbietowych kończyny operowanej w stosunku do zdrowej (Tab.36).

Analizując pomiary pomiędzy grupami G1 i G2 nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie po 6 miesiącach ani roku od zabiegu (Tab.37 w Załączniku 8.2).

Poddając analizie kończynę operowaną osobno w grupie z komórkami G1 i bez G2 stwierdzono poprawę wyników we wszystkich badaniach przeprowadzonych rok od zabiegu. Różnice istotne statystycznie zanotowano w grupie G1 w pomiarach zginania podeszwowego z prędkością kątową 60°/s i 120°/s oraz w grupie G2 w pomiarach zginania podeszwowego z prędkością kątową 60°/s (Tab.38).

Tabela 38. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izokinytyki w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgP1k60Kp – zginanie podeszwowe z prędkością kątową 60°/s, ZgP1k120Kp – zginanie podeszwowe z prędkością kątową 120°/s, ZgP1k180Kp – zginanie podeszwowe z prędkością kątową 180°/s, ZgG1k60Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 60°/s, ZgG1k120Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 120°/s, ZgG1k180Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 180°/s.

* p <0,05; ** p<0,01; *** p<0,001

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
G1 (n = 30)	ZgP1k60Kp	68,43±18,54	41-104	75,77±18,90	46-117	0,003**	10
	ZgP1k120Kp	45,80±12,44	22-69	51,33±13,08	31-85	0,003**	11
	ZgP1k180Kp	37,17±9,12	19-56	39,60±10,38	24-60	0,082	6
	ZgG1k60Kp	30,47±5,97	18-41	31,80±5,99	19-46	0,064	4

	ZgGik120Kp	22,47±4,49	12-30	23,20±4,08	14-37	0,225	3
	ZgGik180Kp	19,50±3,04	12-26	19,77±2,90	14-30	0,575	1
G2 (n = 30)	ZgPIk60Kp	69,33±14,39	45-103	73,23±14,30	47-100	0,048*	5
	ZgPIk120Kp	46,93±8,88	33-69	49,00±10,07	30-69	0,072	4
	ZgPIk180Kp	37,37±6,30	27-50	38,67±7,51	24-53	0,100	3
	ZgGik60Kp	31,37±4,73	22-39	32,13±5,06	23-47	0,248	2
	ZgGik120Kp	23,47±3,19	18-33	24,07±3,62	18-33	0,237	2
	ZgGik180Kp	20,40±2,49	16-27	20,00±2,32	16-26	0,391	-2

Tabela 39 przedstawia wyniki, w których porównano kończynę operowaną do zdrowej, osobno w grupie pacjentów G1 oraz G2 6 miesięcy oraz rok od zabiegu w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym.

Tabela 39. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izokinetyki w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPIk60Kz – zginanie podaszowe z prędkością kątową 60°/s, ZgPIk120Kz – zginanie podaszowe z prędkością kątową 120°/s, ZgPIk180Kz – zginanie podaszowe z prędkością kątową 180°/s, ZgGik60Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 60°/s w, ZgGik120Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 120°/s, ZgGik180Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 180°/s.

* p < 0,05; ** p < 0,01; *** p < 0,001

6 MIESIĘCY PO ZABIEGU							
		KD OPEROWANA		KD ZDROWA		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
G1 (n = 30)	ZgPIk60Kz	53,83±17,66	30-84	67,03±17,08	34-100	0,005**	20
	ZgPIk120Kz	41,60±11,88	24-64	49,73±13,43	27-72	0,016*	16
	ZgPIk180Kz	35,37±9,64	22-52	41,47±12,06	22-71	0,035*	15
	ZgGik60Kz	20,67±5,51	11-33	24,10±5,86	12-37	0,023*	14
	ZgGik120Kz	15,17±3,49	9-24	16,57±3,38	9-24	0,120	8
	ZgGik180Kz	14,07±2,82	9-20	14,87±2,57	9-20	0,255	5
G2 (n = 30)	ZgPIk60Kz	52,60±9,26	31-69	69,17±12,94	49-108	0,000***	24
	ZgPIk120Kz	38,87±6,15	28-49	50,37±10,52	35-73	0,000***	23
	ZgPIk180Kz	33,67±6,22	23-52	41,83±8,30	28-58	0,000***	20
	ZgGik60Kz	21,50±4,48	14-30	25,97±5,82	15-39	0,002**	17
	ZgGik120Kz	15,67±2,47	12-20	17,20±3,31	11-24	0,046*	9
	ZgGik180Kz	14,33±1,92	12-19	15,50±2,49	11-20	0,047*	8
ROK PO ZABIEGU							
G1 (n = 30)	ZgPIk60Kz	63,43±17,16	30-96	71,57±18,47	37-106	0,001**	11
	ZgPIk120Kz	46,00±12,34	24-68	51,73±14,22	27-80	0,001**	11
	ZgPIk180Kz	38,63±10,85	16-62	43,03±11,48	22-68	0,001**	10

	ZgGIk60Kz	22,57±5,21	12-37	26,03±6,10	12-38	0,000***	13
	ZgGIk120Kz	16,03±3,25	9-24	17,73±3,54	9-24	0,000***	10
	ZgGIk180Kz	14,93±2,66	9-22	15,83±2,90	9-22	0,020*	6
G2 (n = 30)	ZgPIk60Kz	57,00±8,16	42-75	68,07±14,85	42-102	0,000***	16
	ZgPIk120Kz	41,87±6,73	30-56	47,63±11,13	30-71	0,003**	12
	ZgPIk180Kz	35,80±5,32	24-49	40,53±8,59	27-60	0,002**	12
	ZgGIk60Kz	22,13±3,71	15-28	25,13±4,88	14-35	0,000***	12
	ZgGIk120Kz	15,50±2,52	9-22	17,13±3,04	11-23	0,002**	10
	ZgGIk180Kz	14,37±2,17	8-18	15,17±2,74	6-20	0,168	5

Badania przeprowadzone w warunkach izokinetyki wykazały osłabienie siły mięśniowej zginaczy podszwowych i grzbietowych chorej KD w stosunku do zdrowej KD mierzonych we wszystkich prędkościach kątowych w pomiarze po 6 miesiącach i po roku od zabiegu. Większe deficyty pomiędzy kończyną operowaną i zdrową zaobserwowano w pomiarach w grupie pacjentów, u których nie zastosowano komórek podczas zabiegu G2 ($p < 0,001$) (Tab.39).

Analizując pomiary pomiędzy grupami G1 i G2 nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie po 6 miesiącach ani roku od zabiegu (Tab.40 w Załączniku 8.2).

W tabeli 41 przedstawiono wyniki kończyny operowanej osobno w grupie G1 i G2.

Tabela 41. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izokinetyki w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPIk60Kz – zginanie podszwowe z prędkością kątową 60°/s, ZgPIk120Kz – zginanie podszwowe z prędkością kątową 120°/s, ZgPIk180Kz – zginanie podszwowe z prędkością kątową 180°/s, ZgGIk60Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 60°/s w, ZgGIk120Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 120°/s, ZgGIk180Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 180°/s.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
G1 (n = 30)	ZgPIk60Kz	53,83±17,66	30-84	63,43±17,16	30-96	0,000***	15
	ZgPIk120Kz	41,60±11,88	24-64	46,00±12,34	24-68	0,003**	10
	ZgPIk180Kz	35,37±9,64	22-52	38,63±10,85	16-62	0,017*	8
	ZgGIk60Kz	20,67±5,51	11-33	22,57±5,21	12-37	0,006**	8
	ZgGIk120Kz	15,17±3,49	9-24	16,03±3,25	9-24	0,025*	5
	ZgGIk180Kz	14,07±2,82	9-20	14,93±2,66	9-22	0,014*	6
G2 (n = 30)	ZgPIk60Kz	52,60±9,26	31-69	57,00±8,16	42-75	0,003**	8
	ZgPIk120Kz	38,87±6,15	28-49	41,87±6,73	30-56	0,006**	7
	ZgPIk180Kz	33,67±6,22	23-52	35,80±5,32	24-49	0,027*	6

	ZgG1k60Kz	21,50±4,48	14-30	22,13±3,71	15-28	0,187	3
	ZgG1k120Kz	15,67±2,47	12-20	15,50±2,52	9-22	0,562	1
	ZgG1k180Kz	14,33±1,92	12-19	14,37±2,17	8-18	0,915	0

Różnice istotne statystycznie zaobserwowano we wszystkich pomiarach zginania podszwowego i grzbietowego w grupie G1 oraz zginania podszwowego w grupie G2. Największą poprawę wyników, 15% zanotowano w pomiarze zginaczy podszwowych z prędkością kątową 60°/s ($p<0,001$) oraz z prędkością 120°/s, ($p<0,01$) w grupie pacjentów, u których podano komórki macierzyste podczas zabiegu (Tab.41).

4.8. Ocena efektów leczenia oraz wpływu zastosowania komórek mezenchymalnych u pacjentów po rekonstrukcji ścięgna Achillesa

Do oceny efektów leczenia i wpływu aplikacji komórek macierzystych zastosowano metodę ankietową w postaci skali ATRS. Wykorzystano także 5 metod pomiarowych takich jak: stabilografia na stabilnym podłożu z wykorzystaniem platformy firmy HUR®, stabilografia na niestabilnym podłożu firmy BIODEX, analiza rozkładu nacisku stóp podczas stania swobodnego, chodu, biegu i wspięć na palcach przysiadu na platformie dynamometrycznej firmy Zebris, analiza parametrów skoczności na platformie dynamometrycznej firmy AMTI oraz pomiary momentów siły w warunkach statyki i izokinytyki mięśni w stawie skokowym na urządzeniu Humac Norm firmy CSMi.

Łącznie dla osiągnięcia przyjętych celów oraz weryfikacji hipotez zmierzono na dwóch etapach, u każdego z 60 badanych, 44 parametry opisujące wybrane funkcje stopy. Tabela 42 przedstawia wyniki badań przeprowadzonych 6 miesięcy oraz rok od zabiegu operacyjnego.

Tabela 42. Wyniki oceny stanu funkcjonalnego stopy przeprowadzone 6 miesięcy oraz rok od zabiegu. **Cho** – wartość parametru chorej KD istotnie słabsza od kończyny zdrowej, **Zdr** – wartości parametrów zdrowej i chorej KD nie różnią się, **W0** – brak różnic pomiędzy badaniami wykonywanymi 6 miesięcy i rok po zabiegu, **W+** - poprawa parametrów rok po zabiegu w porównaniu z badaniem po 6 miesiącach, **G1+** - lepsze wyniki w grupie z komórkami macierzystymi G1w porównaniu do grupy G2 bez komórek, **G1-** - słabsze wyniki w grupie z komórkami macierzystymi G1w porównaniu do grupy G2 bez komórek.

Oznaczenia parametrów w Tabeli 43

Parametr	6 miesięcy			1 rok			6 miesięcy/1 rok		
	Chora/ zdrowa G1	Chora/ zdrowa G2	G1/G2	Chora/ zdrowa G1	Chora/ zdrowa G2	G1/G2	Chora G1	Chora G2	G1/G2
ATRS			W0			W0	W+	W+	W0
TL	Zdr	Zdr	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W0	W0
Skala „6”	Zdr	Zdr	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W0	W0
ISO	Cho	Zdr	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W+	W0
ISAP	Cho	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W0	W0	W0
ISL	Cho	Cho	W0	Zdr	Zdr	W0	W0	W+	W0
RSp	Cho	Cho	W0	Zdr	Zdr	W0	W+	W+	W0
RSt	Cho	Cho	W0	Zdr	Zdr	W0	W+	W+	W0
RS	Cho	Cho	W0	Zdr	Zdr	W0	W+	W0	G1+
WSPIĘCIE	Zdr	Zdr	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W0	W0
RPp	Cho	Cho	W0	Zdr	Zdr	W0	W+	W+	W0
RPt	Cho	Cho	W0	Zdr	Zdr	W0	W+	W+	W0
RP	Cho	Cho	G1-	Zdr	Zdr	W0	W0	W0	W0
CHrp	Zdr	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W0	W0	W0
CHdk	Zdr	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W0	W0	W0
CHfpod	Cho	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W+	W+	W0
CHfp	Cho	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W+	W+	W0
CHFmaxH	Cho	Cho	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W0	W0
CHFmaxT	Cho	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W0	W0	W0
Brp	Zdr	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W0	W0	W0
Bdk	Cho	Cho	W0	Cho	Zdr	W0	W+	W0	G1+
Bfpod	Cho	Cho	W0	Cho	Zdr	W0	W+	W+	W0
Bfp	Cho	Cho	W0	Cho	Zdr	W0	W+	W+	W0
BFHmaxH	Cho	Zdr	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W0	W0
HVmax	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W0	W0	W0
MOCmax	Cho	Cho	W0	Zdr	Cho	W0	W+	W0	G1+
MOCwzgl	Cho	Cho	W0	Zdr	Cho	W0	W+	W0	G1+
WYSKOK OBIE									G1-
ZgPlzKp	Cho	Cho	G1+	Cho	Cho	W0	W+	W+	W0
ZgGlzKp	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W+	W0
ZgPlzKz	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W0	G1+
ZgGlzKz	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W0	G1+
ZgPlk60Kp	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W+	W0
ZgPlk120Kp	Cho	Cho	W0	Cho	Zdr	W0	W+	W0	G1+
ZgPlk180Kp	Cho	Cho	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W0	W0
ZgGlk60Kp	Zdr	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W0	W0	W0
ZgGlk120Kp	Zdr	Zdr	W0	Cho	Zdr	W0	W0	W0	W0
ZgGlk180Kp	Zdr	Zdr	W0	Zdr	Zdr	W0	W0	W0	W0
ZgPlk60Kz	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W+	W0
ZgPlk120Kz	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W+	W0
ZgPlk180Kz	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W+	W0
ZgGlk60Kz	Cho	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W0	G1+
ZgGlk120Kz	Zdr	Cho	W0	Cho	Cho	W0	W+	W0	G1+
ZgGlk180Kz	Zdr	Cho	W0	Cho	Zdr	W0	W+	W0	G1+

Tabela 43. Parametry użyte w tabeli 42.

Parametr	Jednostki	Opis parametrów
Skala ATRS		
ATRS	[pkt]	skala <i>Achilles Tendon Total Rupture Score</i>
Stabilografia na stabilnym podłożu		
TL	[mm]	długość ścieżki parcia stóp na podłoże
Skala „6”	[pkt]	skala 6 punktowa, oceniająca długość ścieżki parcia stóp na podłoże
Stabilografia na ruchomym podłożu		
ISO		ogólny indeks stabilności
ISAP		przednio-tylny indeks stabilności
ISL		boczny indeks stabilności
Stanie swobodne		
RSp	[%]	obciążenie przodostopia
RSt	[%]	obciążenie tyłostopia
RS	[%]	obciążenie stopy
Przysiad		
RPP	[%]	obciążenie przodostopia
RPt	[%]	obciążenie tyłostopia
RP	[%]	obciążenie stopy
Chód		
CHrp	[deg]	rotacja podudzia
CHdk	[cm]	długość kroków
CHfpod	[%]	faza podparcia
CHfp	[%]	faza przenoszenia
CHFmaxH	[N]	maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem
CHFmaxT	[N]	maksymalna siła kontaktu palucha w czasie wybicia
Bieg		
Brp	[deg]	rotacja podudzia
Bdk	[cm]	długość kroków
Bfpod	[%]	faza podparcia
Bfp	[%]	faza przenoszenia
BFmaxH	[N]	maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem
Wyskok		
HVmax	[m]	wysokość wyskoku
MOCmax	[W]	moc maksymalna
MOCwzgl	[W/kg]	moc względna w stosunku do masy ciała
Pomiar siły izometria		
ZgPIzKp	[N]	zginanie podszwowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym
ZgGIzKp	[N]	zginanie grzbietowe w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym
ZgPIzKz	[N]	zginanie podszwowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym
ZgGIzKz	[N]	zginanie grzbietowe w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym
Pomiar siły izokinetyka (Kp – kolano proste; Kz – kolano zgięte)		
ZgPIk60Kp	[N]	zginanie podszwowe z prędkością kątową 60°/s
ZgPIk120Kp	[N]	zginanie podszwowe z prędkością kątową 120°/s
ZgPIk180Kp	[N]	zginanie podszwowe z prędkością kątową 180°/s
ZgGIk60Kp	[N]	zginanie grzbietowe z prędkością kątową 60°/s
ZgGIk120Kp	[N]	zginanie grzbietowe z prędkością kątową 120°/s
ZgGIk180Kp	[N]	zginanie grzbietowe z prędkością kątową 180°/s

Ocena funkcjonalna pacjentów za pomocą skali ATRS wykazała istotną poprawę wyników w badaniach przeprowadzonych rok po zabiegu, zarówno w grupie G1, w której podano komórki macierzyste podczas zabiegu oraz w grupie G2. Po roku nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy grupami.

Badania stabilności posturalnej na stabilnym podłożu (TL) wykazały brak różnic pomiędzy chorą i zdrową kończyną dolną oraz kończyną chorą w grupie G1 i G2 w testach wykonanych 6 miesięcy po zabiegu. Po roku chora kończyna dolna w grupie G1 wykazała słabsze wyniki w porównaniu do kończyny zdrowej, pokazując brak wpływu lub osłabienie działania komórek na proces gojenia się ścięgna Achillesa. Ostatecznie analizując uzyskane długości ścieżki stóp na podłożu kończyny operowanej w grupie G1 i G2 po roku od operacji nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie.

Podobne rezultaty można zaobserwować w próbach stabilograficznych na nieruchomym podłożu, gdzie kończyna operowana w grupie G1 miała słabsze wyniki w porównaniu do kończyny zdrowej. Po 6 miesiącach od zabiegu zaobserwowano pogorszenie parametrów we wszystkich kierunkach: ISO, ISAP i ISL, natomiast po roku od zabiegu słabsze wyniki zanotowano tylko w ogólnym indeksie stabilności ISO. Analizując wyniki chorej kończyny dolnej, 6 miesięcy i rok po zabiegu, zanotowano poprawę wyników w grupie G2, w której nie podano komórek podczas zabiegu w porównaniu do grupy G1.

Analiza rozkładu sił nacisku stóp podczas stania swobodnego oraz przysiadu wykazała słabsze wyniki uzyskane przez chorą kończynę dolną w grupie G1 i G2 6 miesięcy po zabiegu w porównaniu do kończyny zdrowej. Po roku brak różnic w obu grupach. Istotną poprawę wyników zanotowano w teście rozkładu obciążenia stopy podczas stania swobodnego RS pomiędzy operowaną i zdrową stroną w grupie G1, przeprowadzonym po roku od zabiegu, gdzie wartości sił nacisku jakie pacjenci osiągnęli stojąc na chorej kończynie dolnej zbliżyły się do wyników zdrowej.

W teście wspięcia na palce jedyne różnice obciążeń zaobserwowano w grupie G1, gdzie większe obciążenia zanotowano w obrębie zdrowej stopy w badaniach przeprowadzonych rok od zabiegu. Porównując kończynę operowaną w grupie G1 i G1 po 6 miesiącach i roku nie odnotowano istotnych różnic.

W badaniach chodu swobodnego zaobserwowano istotne różnice pomiędzy fazą podparcia i fazą przenoszenia po 6 miesiącach w grupie pacjentów G1, którym podano komórki macierzyste. Zaobserwowano także wyższe wartości obciążeń podczas kontaktu pięty z podłożem w operowanej kończynie dolnej. Po roku nie stwierdzono różnic pomiędzy parametrami faz chodu. Parametry chodu kończyny operowanej istotnie różniły się,

w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy i rok od zabiegu, w czasie fazy podparcia i fazy przenoszenia, gdzie oba te parametry uległy poprawie, zbliżając się wynikami do kończyny zdrowej po roku.

Podczas badania biegu przeprowadzonego 6 miesięcy od zabiegu zarówno w grupie G1 jak i G2 zanotowano istotne różnice w pomiarze długości kroku oraz w fazie podparcia i przenoszenia pomiędzy kończyną operowaną i zdrową. Zanotowano także wyższe wartości podczas kontaktu pięty z podłożem w obrębie chorej kończyny. Po roku różnice te utrzymały się w grupie G1, wykazując słabsze wyniki w obrębie operowanej kończyny w stosunku do zdrowej. Porównując badania przeprowadzone 6 miesięcy i rok po zabiegu wykazano znaczącą poprawę parametrów chorej kończyny w obu grupach.

Analiza wyskoku jednonóż po 6 miesiącach od zabiegu wykazała słabsze wyniki w każdym z parametrów w obrębie operowanej kończyny w stosunku do zdrowej w grupie G1 i G2. Po roku istotne różnice utrzymały się w grupie pacjentów G2. Należy zwrócić uwagę na istotną poprawę wyników kończyny operowanej w badaniach przeprowadzonych rok od zabiegu w porównaniu do badań przeprowadzonych po 6 miesiącach, kiedy różnice zanotowano tylko w grupie pacjentów G1.

W teście wyskoku pionowego obunóż, zanotowano niższą moc względną w grupie G1 w porównaniu do grupy G2, w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy po zabiegu. Po roku nie stwierdzono różnic pomiędzy grupami.

Stwierdzono osłabienie wartości momentów sił mięśni zginaczy podszwowych i grzbietowych operowanej kończyny w porównaniu do kończyny zdrowej w pozycji z kolanem wyprostowanym i zgiętym, w badaniach wykonanych po 6 miesiącach i po roku od zabiegu operacyjnego. Większą różnicę deficytów pomiędzy operowaną a zdrową kończyną dolną zanotowano w grupie G2 zarówno w pierwszym jak i drugim pomiarze. Porównując grupy względem siebie zaobserwowano wyższe wartości momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych w grupie G1, różnica na poziomie 12%. Po roku od zabiegu stwierdzono wyraźną poprawę wyników w obu grupach, siły zginaczy podszwowych w pozycji z kolanem wyprostowanym. W pozycji z kolanem zgiętym poprawę wykazano jedynie w grupie G1.

Stwierdzono osłabienie momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych, w warunkach izokinytyki, w grupie G1 i G2 we wszystkich trzech badanych prędkościach kątowych w pozycji z wyprostowanym i zgiętym stawem kolanowym, w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy od zabiegu. Po roku istotne różnice pomiędzy chorą i zdrową kończyną utrzymały się w obu grupach, tylko w pozycji z kolanem zgiętym. W pozycji

z kolanem wyprostowanym jedynie w grupie G1 wykazano istotne różnice pomiędzy kończyną chorą i zdrową. Porównując kończynę operowaną w grupie z komórkami G1 i bez komórek G2 stwierdzono istotną poprawę wyników we wszystkich badaniach przeprowadzonych rok od zabiegu. Największą poprawę wyników zanotowano podczas zginania podeszwowego z prędkością 60°/s oraz 120°/s, w grupie pacjentów G1, u których podano komórki macierzyste. Istotne różnice zanotowano także podczas zginania grzbietowego, w pozycji z kolanem zgiętym, gdzie wykazano poprawę wyników w grupie G1 po roku od zabiegu.

5. Dyskusja

Ostatnimi laty coraz więcej badań randomizowanych i metaanaliz opisuje porównania wyników leczenia konserwatywnego z wynikami leczenia operacyjnego. Ma to związek z wprowadzeniem leczenia czynnościowego do protokołu rehabilitacyjnego, co zachęca dużą liczbę ortopedów do wyboru tej metody (Huttunen i in., 2014). Leczenie zachowawcze stosuje się przeważnie u osób, u których istnieją przeciwwskazania do leczenia operacyjnego. Postępowanie to obejmuje długotrwałe unieruchomienie stawu skokowego na około 6-8 tygodni lub funkcjonalne usztywnienie stawu, które wyklucza podjęcie rehabilitacji czynnościowej przez pierwsze tygodnie. Taka terapia wiąże się z dużym ryzykiem ponownych zerwań ścięgna co występuje w około 10-30% przypadków istotnie częściej ($p < 0,05$) niż po leczeniu operacyjnym (Cetti i in., 1993).

Mimo wielu zniechęcających operatora danych w literaturze fachowej dotyczących powikłań leczenia chirurgicznego, takich jak problemy z gojącą się blizną czy ryzykiem infekcji, zespolenie kikutów ścięgna na stole operacyjnym jest nadal wśród ludzi młodych i aktywnych złotym standardem postępowania terapeutycznego, szczególnie w krajach wysoko rozwiniętych. Wang (2015) dokonując w USA analizy 12 570 przypadków zerwań urazowych ścięgna Achillesa, w ostatnich 5 latach, stwierdził wzrost liczby przypadków leczonych operacyjnie w porównaniu do tych leczonych zachowawczo.

Ważnym aspektem niniejszej pracy jest fakt, że wszyscy badani pacjenci byli operowani tą samą metodą nazwaną „anatomiczną rekonstrukcją ścięgna Achillesa”, która polega na odtworzeniu trójpęczkowego układu ścięgna i odpowiedniego ułożenia włókien ścięgna, pochodzących z mięśnia brzuchatego łydki oraz mięśnia płaszczkowatego (Ciszek i Śmigielski, 2003, Śmigielski, 2008). Zastosowanie tej metody raportowali także Pierre-Jerome (2010), Zhao (2016) oraz Li (2017).

Wśród najnowszych metod operacyjnych, poza „anatomiczną rekonstrukcją ścięgna Achillesa”, stosowane jest również leczenie polegające na rekonstrukcji ścięgna z użyciem ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych. Używa się wtedy własnych ścięgien pacjenta wykorzystywanych często w rekonstrukcjach więzadła krzyżowego przedniego (Piontek i in., 2015). Inną z metod jest zmodyfikowany szew Krackowa, połączony z techniką „Giftbox”, nazwany przez autorów techniką Locking Block Modified Krackow (LBMK). Metoda LBMK wykorzystuje dwa proksymalne i minimalne dystalne nacięcia. Ze względu na korzyści związane z wczesną rehabilitacją, poza szwami czteronitkowymi stosuje się poprzeczne szwy na dystalnych i proksymalnych końcach, aby zwiększyć ich wytrzymałość

(Tian i in., 2020). Znana jest także technika InternalBrace™ opracowana przez firmę Arthrex. Jest to metoda naprawy ścięgna za pomocą taśmy o wysokiej wytrzymałości i bezwęzłowych kotwic kostnych, które wspomagają gojenie i umożliwiają mobilizację ścięgna zaraz po zabiegu i wczesne rozpoczęcie procesu rehabilitacji (Hopper i Mackay, 2017).

W przeciwieństwie do licznych programów rehabilitacji ścięgna Achillesa przedstawionych w literaturze, gdzie pełne obciążenie w funkcjonalnym gipsie syntetycznym w ustawieniu podeszwowym stawu skokowego było dozwolone bezpośrednio po operacji, w niniejszych badaniach pacjenci zaczęli obciążać stopę później, sześć tygodni po operacji i nosili but Walker przez następne sześć tygodni. Protokół rehabilitacji obejmował ćwiczenia wzmacniające, które rozpoczynano dwa dni po operacji. Czas ćwiczeń bez obciążania został wypełniony sesjami terapii manualnej, które zmniejszyły sztywność stawów oraz zrosty ścięgien (Sharma i Maffulli, 2005).

W ankiecie ATRS przeprowadzonej 6 miesięcy po zabiegu uzyskano wyniki na poziomie $65,33 \pm 15,48$ pkt dla grupy pacjentów, u których zastosowano podczas leczenia komórki macierzyste G1 oraz $66,1 \pm 18,49$ pkt w grupie bez komórek G2. Po roku wyniki w obu grupach uległy istotnej poprawie, odpowiednio $85,87 \pm 12,67$ pkt w grupie G1 i $83,1 \pm 15,05$ pkt w grupie G2. Uzyskane wartości nie różnią się znacząco od rezultatów uzyskanych przez innych autorów, gdzie wartości były na poziomie średnio 72 pkt po 6 miesiącach i 88 pkt po roku od zabiegu (Olsson i in., 2013, Nilsson-Helander i in., 2010, Carmont i in., 2015). Niskie wartości pytań w ATRS w pierwszym pomiarze, związanych z bieganiem i skokami, były skorelowane z późnym zezwoleniem na wykonywanie ćwiczeń dynamicznych podczas procesu rehabilitacji z powodu gojenia się tkanki ścięgna Achillesa. Pomimo długotrwałego unieruchomienia, pacjenci osiągnęli podobne wyniki w ATRS w drugim pomiarze.

Kontrola równowagi to nieodłączny punkt prawidłowo prowadzonej rehabilitacji pooperacyjnej. Im lepsza propriocepcja, tym lepsza kontrola postawy ciała. Powszechnie stosowanym narzędziem służącym do oceny koordynacji ruchowej podczas utrzymywania pozycji pionowej jest najczęściej stabilografia z wykorzystaniem platform dynamometrycznych. Wychowański zbadał 135 zdrowych kobiet i 148 zdrowych mężczyzn – studentów AWF w Warszawie na platformie dynamometrycznej (Wychowański i in., 2015). Na tej podstawie opracował metodę oceny wyników prób stabilograficznych w postaci diagramów uwzględniających wpływ wysokości ciała na drogę środka parcia stóp na podłoże. Nie stwierdzono różnicy wyników prób stabilograficznych w zależności od płci,

masy oraz strony ciała u zdrowych młodych studentów. Z niniejszej pracy stwierdzono, iż u pacjentów po leczeniu operacyjnym istotnie uległy pogorszeniu parametry stabilograficzne uzyskane w próbach podczas stania jednonóż z oczami otwartymi. W badaniach przeprowadzonych rok od zabiegu w kończynie operowanej zaobserwowano większe długości ścieżki parcia stóp na podłoże TL w porównaniu do kończyny zdrowej w grupie G1, zatem wykazano istotną różnicę ($p < 0,05$) między kończyną zdrową i chorą. Na podstawie wywiadów z badanymi wyniki te można skomentować jako brak kontynuacji intensywnego treningu pod okiem fizjoterapeuty po okresie 6 miesięcy regularnych ćwiczeń.

W badaniu równowagi na nieruchomej platformie stabilograficznej w próbach stania na nodze operowanej zaobserwowano, że pacjenci w grupie G1 utrzymywali równowagę na poziomie dostatecznym 3, natomiast w grupie G2 wartości zbliżone były do oceny 3+ czyli do poziomu przeciętnego w porównaniu ze zdrową populacją. Średnie długości ścieżki parcia stóp na podłoże w grupach G1 i G2 uzyskane 6 miesięcy po zabiegu są niemal identyczne, natomiast rok po zabiegu pacjenci w grupie G2 uzyskali lepsze wyniki ($p < 0,1$) niż pacjenci w grupie G1. Metodę analizy przemieszczeń środka parcia stóp na podłoże (COP) stosuje się powszechnie na całym świecie, istnieje ponad 1000 odniesień w bazie Web of Science w ostatnich kilku latach. Najczęściej metody te nie uwzględniają wpływu wysokości ciała na wyniki stabilograficzne (Wychowański i in., 2015).

Powszechnie wykorzystywanym badaniem stabilności posturalnej jest stabilometria (Mraz, 2008), wykorzystująca platformy do rejestracji przemieszczeń COP (*Center of Pressure*), wśród których dominują badania na stabilnym podłożu. Analiza COP jest powszechnie stosowana w badaniach rutynowych pacjentów, sportowców i osób w podeszłym wieku, natomiast wiadomo że nie jest to pełny opis złożoności problemu, zdefiniowany jako odporność na zakłócenia pochodzące zarówno z organizmu jak i te wywołane zmiennością środowiska oraz interakcją organizmu z otoczeniem (Błaszczyk i in., 2009, Błaszczyk, 2008). Testy na platformie z niestabilnym podłożem stanowią ważne ogniwo uzupełnienia oceny równowagi i pozwalają poznawać bardziej złożone zagadnienia związane ze specyfiką utrzymywania równowagi w nietypowych sytuacjach utraty stabilności. Badania na platformie dynamicznej, rozumianej tutaj jako badanie na ruchomym podłożu, pozwalają na bardziej ocenę stanu funkcjonalnego narządu równowagi podczas trudnych i złożonych zadań utrzymywania równowagi (Mraz i in., 2007, Suzuki i in., 2018). Potwierdzają to też Turbanski i Schmidtbleicher (2010), którzy uważają, że większe zaangażowanie systemu kontroli równowagi jest w badaniach dynamicznych, co pozwala na wcześniejsze wykrycie zaburzeń mechanizmu utrzymywania równowagi.

Poddając analizie badania na niestabilnym podłożu wykazano słabsze ($p < 0,05$) wyniki podczas stania na kończynie operowanej w porównaniu do kończyny zdrowej uzyskane przez pacjentów z grupy G1, u których podano komórki macierzyste, w pomiarze przeprowadzonym 6 miesięcy po zabiegu. Zaobserwowano istotne statystycznie różnice ($p < 0,05$) pomiędzy kończyną operowaną a kończyną zdrową we wszystkich płaszczyznach: ISO, ISAP oraz ISL. Po roku od operacji stwierdzono wyłącznie istotnie słabsze wartości ogólnego indeksu stabilności ISO w grupie G1.

Porównując kończynę operowaną u pacjentów z grupy G1 z kończyną operowaną z grupy G2 w obu pomiarach, zaobserwowano, mimo braku istotnych różnic tendencję do lepszych wyników w grupie G1, zatem można sądzić, że w przypadkach testów dotyczących badań koordynacji ruchowej podanie komórek macierzystych do operowanego ścięgna Achillesa przyczyniło się do poprawy wyników po przebytych procesie rehabilitacji.

Kolejnym z wykonanych testów było badanie obciążeń stóp podczas stania swobodnego, wspięć na palce oraz przysiad za pomocą ścieżki podometrycznej firmy Zebris. W grupie G1, w której zastosowano komórki macierzyste zaobserwowano różnice ($p < 0,05$), w przenoszeniu większego obciążenia ciała na stronę zdrową podczas stania swobodnego w badaniu po 6 miesiącach od zabiegu oraz podczas wspięć na palce po roku. Odciążanie operowanej kończyny zanotowano w grupie G2, nie była to różnica istotna.

Podczas przysiadu sytuacja jest odwrotna, w pomiarze 6 miesięcy od zabiegu większe obciążenie zlokalizowane jest w obrębie tyłostopia operowanej kończyny dolnej. Można to tłumaczyć ograniczeniem zakresu ruchu zginania grzbietowego stawu skokowego z powodu większej sztywności ścięgna Achillesa (Wong i in., 2002). Po roku doszło do wyrównania obciążenia stopy między przodostopiem a tyłostopem operowanej kończyny dolnej w obu badanych grupach.

W celu ilościowego określenia nieprawidłowości w chodzie stwierdzonych po całkowitym zerwaniu ścięgna Achillesa przeprowadzono analizę chodu na ścieżce podometrycznej. Zgodnie z innymi autorami, po 6 miesiącach od operacji, faza podparcia była dłuższa a faza przenoszenia krótsza w operowanej kończynie, różnicę istotną statystycznie zaobserwowano w grupie G1, pacjentów którzy otrzymali komórki macierzyste (Don i in., 2007, Chan i in., 2011, Silbernagel i in., 2012). Przeprowadzone badania własne pokazują istnienie związku pomiędzy postępem gojenia ścięgien a procesem rehabilitacji, podobnie jak raportują inni autorzy (Sharma i Maffulli, 2005). Zaobserwowane różnice mogą wynikać z etapów procesu usprawniania i powolnego stopniowego obciążania kończyny po zabiegu. Pełne obciążanie stóp było stosowane po około 10 tygodniach od

operacji, kiedy powstaje blizna, w której włókna kolagenowe typu 3 zanikają i zastępowane są stopniowo poprzez nowe, mocniejsze włókna typu 1. Nauka chodu w normalnym bucie rozpoczynała się po 12 tygodniu od operacji. Podczas treningu chodu ćwiczenia skupiały się na wzmacnianiu mięśni wokół stawu skokowego, prawidłowym przetaczaniu stopy oraz poprawnym wybijaniu się, także z operowanej kończyny.

Prawidłowa funkcja ścięgna piętowego jest ściśle powiązana z jego budową anatomiczną. Charakterystyka morfologiczno-funkcjonalna mięśni wchodzących w skład mięśnia trójgłowego łydki, które łącznie działają na trzy stawy, wywołują ruch w stawie kolanowym oraz skokowym górnym i dolnym. Mięsień brzuchaty zbudowany jest głównie z włókien szybkokurczliwych i odpowiada za zginanie kolana oraz stawu skokowego. W budowie mięśnia płaszczkowatego dominują włókna wolno kurczliwe (Orendurff i in., 2005). Mięsień płaszczkowaty należy do mięśni posturalnych, stabilizujących postawę ciała i ze względu na swoją budowę wykazuje tendencję do przykurczania się i zaburzania równowagi mięśniowej. Mięsień ten jest krótszy, aktywuje się, kiedy środek ciężkości ciała przesuwają się ku przodowi i wtedy przeciwdziałają pochylaniu się goleni do przodu. Ponadto mięsień ten jest głównym zginaczem podeszwowym stawu skokowego. W trakcie normalnego chodu staw skokowy dolny ulega pronacji. Mięsień płaszczkowaty generuje moment sił oddziałujący na kość piszczelową, który równoważony jest w stawie kolanowym. W sytuacji, gdy oba te ruchy są połączone obciążenie ścięgna Achillesa jest znaczne. Analizę sił w stopie przedstawili Orendurff i współpracownicy (2005) opisując również długość mięśni oraz momenty ich aktywacji podczas chodu. Autorzy wskazują na fakt, iż mięsień brzuchaty i płaszczkowaty w zależności od fazy chodu mogą pracować niezależnie od siebie. Podobnie jak Bojsen-Møller i współpracownicy (2004, 2015) raportują, że w zależności od fazy chodu znacznie zmienia się ich długość. Długość mięśnia brzuchatego łydki jest najkrótsza we wczesnej a najdłuższa w końcowej fazie chodu oraz w środkowej fazie podparcia; mięsień płaszczkowaty jest najdłuższy na etapie podparcia jednonoż a najkrótszy podczas wybicia (Orendurff i in., 2005).

Analiza chodu przeprowadzona przez Dona i wsp. po trzech i sześciu miesiącach od operacji wykazała niższe wartości momentu pędu i ograniczony ruch zginania grzbietowego stawu skokowego po stronie operowanej. Jest to związane z mniejszą aktywnością mięśnia płaszczkowatego i koaktywacją mięśni piszczelowego przedniego oraz płaszczkowatego (Don i in., 2007). Można przyjąć taką interpretację tych wyników, że zwiększone napięcie mięśni, odpowiadających za zginanie grzbietowe obserwowane u pacjentów może wywoływać kompensacyjne opóźnienie początku aktywności mięśni łydek,

co jest próbą utrzymania odpowiedniego zgięcia grzbietowego stawu skokowego, a tym samym wydłużeniem fazy podporu podczas chodu. Wang i współpracownicy stwierdzili istotnie mniejszą sztywność ścięgien po urazie w porównaniu ze ścięgnami zdrowej kończyny (2013) u pacjentów ocenianych w okresie od trzech do dwunastu miesięcy po rekonstrukcji ścięgna Achillesa. Na te wyniki może wpływać czas, który upłynął od rekonstrukcji, ponieważ ścięgna pacjentów mogły jeszcze znajdować się w fazie przebudowy (Voleti i in., 2012, Agres i in., 2015, Palmes i in., 2002).

Pomiary przeprowadzone po 6 miesiącach i roku od zabiegu wykazały znacznie wyższe wartości podczas kontaktu pięty z podłożem oraz w trakcie odbicia z palucha w obrębie operowanej kończyny w porównaniu do zdrowej. Większą różnicę zanotowano w grupie G1. Uzyskane wyniki potwierdzają badania Follaka i wsp. (2002), którzy dodatkowo wykazali zmniejszone aktywne unoszenie pięty w fazie wymachu krótko po podniesieniu palców. Autorzy dodatkowo wykazali wyraźny deficyt siły zginaczy podszwowych, co potwierdzają inni autorzy, którzy również stwierdzili deficyt siły zginaczy podszwowych stosując pomiary w izokinytyce (Mandelbaum i in., 1995, Alfredson i in., 1998, Syrek i in., 2019). Ze względu na osłabione zginacze podszwowe, które nie mogły właściwie pełnić swojej funkcji podczas fazy podnoszenia pięty i palców - do poruszania się do przodu wykorzystywany jest mechanizm kompensacyjny. Ciężar ciała zostaje przesunięty do przodu, „wymuszając” w ten sposób kolejny krok i zwiększając obciążenie przedniej części stopy (Marti i in., 1983).

Inne wnioski uzyskali Costa i współpracownicy (2005), którzy opisali znaczny deficyt siły podczas fazy wybicia w porównaniu do strony zdrowej. Osłabienie mięśni i wynikająca z tego asymetria faz chodu powodowała mniej efektywny energetycznie wzorzec chodu. Jest to zgodne z ograniczoną odległością chodzenia i wciąż odczuwanym bólem w łydce, który dotyka wielu pacjentów. Podobne rezultaty uzyskali Bacchini i współpracownicy (2005) oraz Garrido i współpracownicy (2010), którzy zaobserwowali spadek maksymalnej siły wybicia z przodostopia. Niniejsze badania pokazują, że asymetria dotycząca fazy wybicia jest znaczna w pierwszym roku po zabiegu, a po tym okresie wykazuje tendencję do normalizacji. Wyniki te nie odpowiadają wcześniejszym badaniom Naima i współpracowników (2005), którzy badali progres pacjentów między 8 a 48 miesiącem po operacji. W badaniach nie stwierdzono istotnych różnic między operowaną a zdrową kończyną, gdy mierzono siły oddziaływania przodostopia na podłoże. Jednocześnie, nie zaobserwowano różnic w wynikach pomiędzy stroną zdrową a operowaną siły zginania

podeszwowego w stawie skokowym, faz cyklu chodu, rotacji podudzia i sił kontaktu pięty z podłożem.

Podczas analizy biegu zaobserwowano w obu grupach krótszą długość kroku oraz wydłużoną fazę podparcia w obrębie operowanej kończyny w stosunku do zdrowej w badaniu przeprowadzonym 6 miesięcy od zabiegu. Po roku różnica ta utrzymała się w grupie G1. Uzyskane wyniki potwierdzają badania przeprowadzone przez Silbernagel i współpracowników (2012), którzy dodatkowo wykazali różnice w sile mięśniowej, zakresie ruchu stawu skokowego w porównaniu do strony zdrowej 1 rok po urazie. W badaniach wykonanych przez Jandacka i współpracowników (2013) autorzy wykazali wciąż utrzymujące się deficyty po rehabilitacji i 4-letnim programie treningu biegowego u sportowca amatora. Nie do końca wyeliminowano konsekwencje operacji ścięgna Achillesa. Pozostało zwiększone zgięcie grzbietowe chorego stawu skokowego przy pierwszym kontakcie z podłożem i w konsekwencji wyższe wartości maksymalne sił reakcji podłoża podczas biegania są według autorów konsekwencją wydłużonego ścięgna Achillesa oraz osłabionych mięśni łydki.

Porównując wyniki chodu i biegu grup G1 i G2 nie odnotowano istotnych statystycznie różnic, wykazano, że podanie komórek macierzystych do operowanego ścięgna Achillesa nie wpłynęło na uzyskane wyniki. Analizując kończyny operowane w obu grupach w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy i rok od zabiegu zaobserwowano poprawę czasu fazy podparcia i fazy przenoszenia. Oba te wskaźniki zbliżyły się wartościami do kończyny zdrowej. Faza kontaktu pięty z podłożem oraz faza wybicia nie uległy zmianie.

Pomiar siły reakcji podłoża podczas wyskoku pionowego pozwala na ocenę skoczności, łączącej elementy głównych cech motorycznych człowieka: mocy, szybkości i koordynacji ruchowej (Wit, 1992). W niniejszych badaniach w grupie pacjentów G1, u których zastosowano komórki macierzyste podczas leczenia oraz w grupie bez komórek macierzystych G2 zaobserwowano niższą wysokość wyskoku na kończynie dolnej operowanej, niższą moc maksymalną oraz moc maksymalną względną w porównaniu do zdrowej kończyny dolnej w badaniu przeprowadzonym 6 miesięcy po zabiegu. Po roku od rekonstrukcji AT w grupie G2 wciąż widoczne są różnice we wszystkich parametrach ($p < 0,05$). W grupie G1 jedynie wysokość wyskoku pozostała znacząco różna w drugim badaniu. Analizując kończynę operowaną w każdej z grup, jedynie w grupie G1 zaobserwowano różnice mocy maksymalnej i mocy maksymalnej względnej, które uległy

znaczącej poprawie w badaniu przeprowadzonym po roku od zabiegu co sugeruje pozytywny wpływ podania komórek do zoperowanego ścięgna na przebieg leczenia.

Badania przeprowadzone przez Zellers i współpracowników (2020) potwierdziły wyniki naszych badań. Autorzy uzyskali gorsze wyniki dla kończyny operowanej podczas testu wyskoku jednonóż 6 miesięcy i rok od zabiegu. Największym odkryciem autorów było powiązanie powierzchni przekroju poprzecznego ścięgna oraz jego długości przez pierwsze 6 miesięcy rekonwalescencji do funkcji zginaczy podszwowych podczas testu wspięcia na palce oraz wyskoku po roku od zabiegu. Wyniki badań wykazały, że osoby charakteryzujące się wydłużeniem ścięgna większym niż 3 cm wypadły gorzej we wszystkich testach skocznościowych.

Porównywalne wyniki uzyskano w badaniach zeskoku jednonóż z 20 cm skrzyni oraz wyskoku (*drop counter-movement jump*) przeprowadzonych przez Olsson i wsp. (Olsson et al., 2011). Wykazano niższą wysokość wyskoku na operowanej kończynie dolnej rok oraz 2 lata po zabiegu. Autorzy zaznaczyli, że większość pacjentów z zerwaniem ścięgna Achillesa nie wróciła w pełni do zdrowia. W zakresie objawów, poziomu aktywności fizycznej i funkcji stopy 2 lata po urazie, niezależnie od leczenia chirurgicznego lub niechirurgicznego. Ponadto, między obserwacjami trwającymi od 1 do 2 lat nastąpiła tylko niewielka poprawa. Wskazuje to, że aby poprawić ostateczny wynik, należy skupić się na poprawie leczenia w ciągu pierwszego roku od zabiegu.

Badania przeprowadzone przez Nicholson i wsp. (Nicholson et al., 2020) wykazały, że mimo upływu od zabiegu średnio 4 lat pacjenci wciąż wykazywali gorsze wyniki w teście wyskoku na operowanej kończynie dolnej. Zaobserwowano także przewagę lądowania na zdrową kończynę dolną podczas zeskoku obunóż, mogące stanowić ryzyko przeciążenia zdrowej KD. Dlatego, istnieje mocne uzasadnienie, aby opracować programy rehabilitacji wywierające duży nacisk na pracę nad doskonaleniem koordynacji ruchowej jako mechanizmu zabezpieczającego przed kolejnymi urazami. Jednakże trudno jest ustalić termin rozpoczęcia takich programów, ich intensywność i charakterystykę obciążeń. Badania Eliassona i współpracowników (2016, 2018) wykazały, że ścięgno Achillesa ulega procesowi gojenia wiele miesięcy po naprawie, z pełnym przywróceniem funkcjonalności po co najmniej 1 roku od operacji. Dlatego, trening wzmacniający omówiony powyżej powinien być sterowany przez monitorowany proces regeneracji ścięgien. Zbyt intensywnie zaaplikowany trening może narazić ścięgna na nadmierne obciążenie podczas gojenia w porównaniu do ścięgna przechodzącego umiarkowany proces przywracania funkcji. Potwierdzają to badania Zellers i współpracowników (2020), którzy widząc zwiększenie

poła przekroju poprzecznego ścięgna wraz z utrzymaniem lub niewielkim wydłużeniem ścięgna uznawali, że pacjent dobrze reaguje na poziom obciążenia zapewniany przez program rehabilitacyjny.

Oprócz koordynacji ruchowej, analizy chodu i biegu oraz testów skocznościowych pacjenci poddawani byli, w obu kończynach, pomiarom momentów sił zginania podszwowego i grzbietowego w stawie skokowym w warunkach statyki. Mięsień brzuchaty łydki, wchodzący w skład ścięgna Achillesa, jest mięśniem dwustawowym, obejmującym staw kolanowy oraz skokowy, zatem kąt zgięcia stawu kolanowego ma wpływ na siłę ścięgna Achillesa podczas zginania podszwowego stawu skokowego zarówno w statyce jak i izokinytyce. Badania zdrowych osób, zarówno własne jak i innych autorów, wykazały niższe wartości siły mięśnia brzuchatego łydki w pomiarach statycznych, w pozycji ze zgiętym kolaniem w porównaniu z kolaniem wyprostowanym (Maganaris, 2003, Herzog i in., 1991, Herzog, 2001). Autorzy tłumaczą niższe wartości siły mięśnia brzuchatego łydki skróconym mięśniem, przez to mniejszą możliwością generowania siły. Podczas badań metodą ultrasonograficzną stwierdzono istotne skrócenie długości mięśnia brzuchatego łydki wraz ze zwiększeniem kąta w stawie kolanowym. Jednocześnie stwierdzono, że mięsień płaszczkowaty, mający swój przyczep początkowy poniżej kolana, nie zmienia swojej długości wraz ze zmianami kąta. Na tej podstawie wykazano, że siła mięśnia płaszczkowatego nie zależy od kąta zgięcia w stawie kolanowym (Kawakami i in., 1998).

W niniejszych badaniach wartości maksymalnych momentów sił były większe dla kończyny zdrowej, w porównaniu z kończyną operowaną w obu grupach w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy oraz rok od zabiegu. Większe deficyty momentów siły zaobserwowano w obrębie zginaczy podszwowych w grupie pacjentów G2, gdzie nie podano komórek macierzystych podczas zabiegu. Poddając analizie siły kończyny operowanej, w obu grupach zanotowano wyższe wartości w pomiarach momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym. W pomiarach 6 miesięcy po zabiegu w warunkach statyki wykazano większe wartości ($p < 0,001$) w grupie G1 wynoszące 83 Nm i 73 Nm w grupie G2. Natomiast, w rok po zabiegu stwierdzono wyższe wartości ($p < 0,001$) w grupie G1 i w grupie G2, wynoszące odpowiednio 95 Nm i 84 Nm. Poziom deficytu o wartości 12% znajdował się na podobnym poziomie zarówno w pierwszym jak i w drugim pomiarze. Analizując maksymalne momenty sił podczas zginania grzbietowego w stawie skokowym w obu grupach wyniki były identyczne. Wahwały się w granicach 43 Nm dla maksymalnego momentu siły zgięcia

grzbietowego w pozycji z kolanem wyprostowanym i 31 Nm w pozycji z kolanem zgiętym w pomiarze 6 miesięcy od zabiegu oraz 44 Nm maksymalnego momentu siły zgięcia grzbietowego w pozycji z kolanem wyprostowanym i 33 Nm w pozycji z kolanem zgiętym w pomiarze rok od zabiegu.

W pracy Geremia i współpracowników (2015) wykazano osłabienie zginaczy podszwowych operowanego ścięgna Achillesa w porównaniu do zdrowej kończyny w pomiarach statycznych 2 lata po zabiegu. Celem badania autorów było określenie, czy wczesna rehabilitacja pooperacyjna zerwanego ścięgna Achillesa ma wpływ na długoterminowe wyniki leczenia struktury i funkcji zerwanego ścięgna w porównaniu do tradycyjnych zabiegów, w których stosowano początkowo unieruchomienie w postaci gipsu. Nie stwierdzono różnicy w żadnej ze zmiennych pomiędzy pacjentami w obu grupach, jednakże wciąż są widoczne deficyty w stosunku do zdrowego ścięgna Achillesa. Inne wyniki uzyskał Guillo który badał momenty siły w warunkach statyki zginaczy podszwowych stawu skokowego na 23 pacjentach leczonych operacyjnie metodą przezskórnej rekonstrukcji (Guillo i in., 2013). Autor uzyskał identyczne średnie 152 Nm dla kończyny operowanej i 158 Nm dla kończyny zdrowej w pomiarach wykonanych 2 lata po zabiegu.

Poddając analizie pomiary w izokinytyce zaobserwowano osłabienie zginaczy podszwowych we wszystkich trzech prędkościach kątowych 60°/s, 120°/s i 180°/s w pozycji z wyprostowanym i zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym w grupie G1 i G2. Po roku różnice utrzymały się, wykazując osłabienie zginaczy podszwowych kończyny operowanej w stosunku do zdrowej. Wykazano większe deficyty pomiędzy kończyną operowaną i zdrową w pomiarach w grupie pacjentów G2 ($p < 0,01$), u których nie zastosowano komórek podczas zabiegu. Największe różnice zaobserwowano w pomiarach z prędkością kątową 60°/s: po 6 miesiącach od zabiegu deficyt na poziomie 18% w G1 i 21% w G2 ($p < 0,01$), po roku – 13% w G1 i 14% w G2 ($p < 0,001$) w pozycji z kolanem prostym oraz odpowiednio 20% w G1 i 24% w G2 po 6 miesiącach ($p < 0,01$), po roku – 11% w G1 i 16% w G2 ($p < 0,01$) w pozycji z kolanem zgiętym. W pomiarach z wyższą prędkością kątową 180°/s zanotowano nieznacznie niższe deficyty, na poziomie 14% w G1 i G2 po 6 miesiącach ($p < 0,05$), po roku – 7% w G1 i 2% w G2 ($p < 0,05$) w pozycji z kolanem prostym oraz 15% w G1 i 20% w G2 po 6 miesiącach ($p < 0,05$), po roku – 10% w G1 i 12% w G2 ($p < 0,01$) w pozycji z kolanem zgiętym.

Uzyskane rezultaty zbliżone są do wyników uzyskanych przez Chan i wsp. (Chan et al., 2011), gdzie po zabiegu szycia ścięgna Achillesa metodą „koniec do końca”

w pomiarach dynamicznych z prędkością kątową $180^{\circ}/s$ w pozycji z kolanem prostym uzyskano różnicę ok. 4%. Obie grupy były zbliżone pod względem wieku oraz czasu trwania rehabilitacji, jedynie czas pomiaru przeprowadzony był w ok. 40 miesięcy po operacji. Deficytu siły zginania podszwowego nie wykazali Naim i współpracownicy (2005), którzy w pomiarze z prędkością $120^{\circ}/s$ w pozycji z prostym kolanem uzyskali różnicę 1,8%. Autorzy nie zaobserwowali po roku od zabiegu znaczących różnic w sile zginaczy podszwowych pomiędzy operowaną a zdrową kończyną w pomiarach, z prędkością kątową $180^{\circ}/s$. Jedynie w badaniu z prędkością $30^{\circ}/s$ stwierdzono widoczne osłabienie siły mięśniowej, udowadniając że zrekonstruowane ścięgno nie jest wystarczająco silne aby rozwinąć dużą siłę na dźwigni podczas ruchu ze stałą prędkością $30^{\circ}/s$. Potwierdzają to również badania Chana, który w pomiarze z prędkością $60^{\circ}/s$ uzyskał deficyt siły na poziomie 18% (2011).

W naszej pracy, w rok po zabiegu stwierdzono znaczące osłabienie siły mięśniowej zginaczy podszwowych operowanej kończyny, w pozycji ze zgiętym stawem kolanowym, w stosunku do kończyny zdrowej. Autorzy Möller i współpracownicy (2002) również badali momenty siły w stawie skokowym w dwóch pozycjach pomiarowych: staw kolanowy wyprostowany oraz zgięty do 90 stopni w pozycji siedzącej. Nie wykazali oni znaczących różnic pomiędzy zginaczami podszwowymi operowanej kończyny w stosunku do zdrowej w rok oraz dwa lata po zabiegu. Pacjenci operowani byli metodą „koniec do końca” oraz prowadzeni byli bardziej agresywnym protokołem rehabilitacyjnym, pozwalającym pacjentom obciążać stopę w pełni już po 8 tygodniach od zabiegu i wcześniej wprowadzającym ćwiczenia koncentryczno-ekscentryczne. Autorzy nie przedstawili przesłanek, którymi kierowali się w czasie procesu rehabilitacji zwiększając intensywność ćwiczeń. O przeciążeniu ścięgna może świadczyć raportowany przypadek powtórnego zerwania AT przed 18 tygodniem od operacji. Inne wyniki badań AT przedstawili Jallageas i współpracownicy (2013), którzy wykazali osłabienie zginaczy podszwowych w pozycji ze zgiętym stawem kolanowym na poziomie 18% w badaniach momentów siły mięśniowej z prędkością $30^{\circ}/s$ i $120^{\circ}/s$. Badania te przeprowadzono 15 miesięcy od zabiegu wykonanego sposobem Kesslera. W niniejszych badaniach, podobnie jak w pracy Jallageas i współpracowników (2013) zaobserwowano deficyt momentów siły na poziomie 11% w grupie G1 i 12% w grupie G2 w badaniach z prędkością kątową $120^{\circ}/s$ po 12 miesiącach od zabiegu.

Jednymi z niewielu autorów, którzy przeprowadzili pomiary momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych po zabiegu trójpęczkowej rekonstrukcji Achillesa,

jednakże bez odtworzenia anatomicznego układu i rotacji włókien ścięgna, byli Bevoni i wsp. (Bevoni et al., 2014). Badania przeprowadzone zostały w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym w trzech prędkościach kątowych $60^{\circ}/s$, $120^{\circ}/s$ i $180^{\circ}/s$ 3 lata po zabiegu operacyjnym. Autorzy nie wykazali znaczących różnic między operowaną i zdrową kończyną, nie potwierdzając wyników niniejszych badań. Protokół rehabilitacyjny różnił się od zastosowanego w pracy, zezwalając pacjentowi na pełne obciążanie już w 6 tygodniu od zabiegu.

Analizując wartości momentów sił kończyny operowanej w grupie z komórkami G1 i w grupie bez komórek macierzystych G2 stwierdzono poprawę wyników we wszystkich badaniach przeprowadzonych rok od zabiegu. Poprawę siły istotną statystycznie ($p < 0,01$) zanotowano w pomiarze zginaczy podszwowych w obu pozycjach z prędkością kątową $60^{\circ}/s$ oraz $120^{\circ}/s$ w grupie pacjentów G1, u których podano komórki macierzyste podczas zabiegu.

W pomiarach izokinetycznych momentów siły zginaczy grzbietowych zarejestrowano znacząco niższe wartości w operowanej kończynie w stosunku do zdrowej w grupie G2 w pomiarze 6 miesięcy od zabiegu, które nie zmieniły się po roku w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym. W pozycji ze zgiętym kolanem osłabienie siły mięśniowej ($p < 0,001$) zaobserwowano we wszystkich prędkościach kątowych zarówno w pierwszym jak i drugim pomiarze. Większa różnica w grupie G2 ($p < 0,001$). Znaczącą ($p < 0,01$) poprawę wyników zanotowano w pozycji ze zgiętym stawem kolanowym w grupie G1. Möller i wsp. oraz Jallageas i wsp. raportują brak różnic w pomiarach zginaczy grzbietowych stawu skokowego operowanej kończyny w stosunku do zdrowej rok po zabiegu (Möller et al., 2002) (Jallageas et al., 2013).

W niniejszej pracy zaobserwowano istotnie mniejsze wartości momentów siły rozwijanych w warunkach statyki i izokinytyce w stawie skokowym w kończynie operowanej w porównaniu ze zdrową. Ponadto, stwierdzono istotne osłabienie siły w stawie skokowym w kończynie operowanej zarówno 6 miesięcy, jak również rok po operacji.

Wyniki prób stabilograficznych na nieruchomym podłożu w grupie G2, u których nie podano komórek macierzystych były istotnie lepsze po roku po zabiegu operacyjnym, w porównaniu z grupą G1. W literaturze brak doniesień o wpływie komórek mezenchymalnych na kontrolę nerwowo-mięśniową po zabiegach operacyjnych w obrębie kończyny dolnej, zatem trudno stwierdzić czy komórki mezenchymalne mają propriocepcję lub powodują ból, pogarszając wyniki w tej grupie pacjentów. Odmienne wyniki zanotowano podczas testów stabilograficznych na niestabilnym podłożu, gdzie pacjenci z

grupy G1 uzyskali wyraźną poprawę wartości w ogólnym wskaźniku stabilności w porównaniu do grupy G2. Na szczególną uwagę zasługuje zastosowanie skali 6 punktowej, która pozwoliła stwierdzić, że badani byli na poziomie 3+ czyli średnim w zdrowej populacji. Skala ta daje informacje o poziomie oceny stabilograficznej i siły w postaci oceny punktowej, z jednoczesną informacją o frakcji odpowiadającej tej ocenie w zdrowej populacji.

Analizując wyniki badań gojenia się tkanki i przebudowy kolagenu w ścięgnie Achillesa autorzy stwierdzili, że gojenie AT trwa nawet do 2 lat po zabiegu rekonstrukcji (Sharma i Maffulli, 2005). W literaturze przedmiotu brak doniesień o bezpośrednim wpływie procesu gojenia się tkanek na siłę mięśni. W niniejszych badaniach osłabienie siły kończyny operowanej rok po zabiegu może wynikać z ograniczenia aktywności fizycznej badanych pacjentów spowodowanej prawdopodobnie koniecznością leczenia pooperacyjnego i być może zmiany stylu życia na ograniczoną aktywność ruchową. W związku z tym powinna być kontynuowana dalsza specjalistyczna terapia funkcjonalna, z wyraźnym uwzględnieniem ćwiczeń koordynacyjnych i siłowych, w dłuższej perspektywie czasu, po zakończeniu procesu usprawniania.

6. Wnioski i uwagi końcowe

Celem poznawczym pracy było określenie poziomu sprawności funkcjonalnej kończyny operowanej u pacjentów po całkowitej rekonstrukcji ścięgna Achillesa leczonych według przyjętego programu rehabilitacji pooperacyjnej. Cel ten został zrealizowany na podstawie analizy uzyskanych wyników pomiarów a efekty zastosowanego programu rehabilitacji zostały uznane za poziom przeciętny.

Celem praktycznym badań była ocena skuteczności stosowanej w CMC metody rehabilitacji pacjentów po całkowitej rekonstrukcji AT oraz wskazanie odpowiedniej metody do rutynowej diagnostyki funkcjonalnej stawu skokowego w klinice ortopedyczno-rehabilitacyjnej. Wyniki 6 miesięcznej rehabilitacji były w pełni satysfakcjonujące w przypadku testowania sprawności koordynacyjnej metodą stabilograficzną na stabilnym podłożu. Podobnie, bardzo dobre wyniki leczenia uzyskano podczas badania siły nacisku stóp na podłoże, wspięć na palce oraz podczas chodu swobodnego i pomiaru maksymalnego momentu siły mięśni zginaczy grzbietowych w stawie skokowym w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym w pomiarach izokinetycznych. Słabsze wyniki zaobserwowano w testach skoczności oraz siły mięśni zginaczy podszwowych stawu skokowego, zarówno w pomiarach statycznych jak i izokinetycznych.

Na podstawie przeprowadzonej ankiety ATRS stwierdzono, że pacjenci dobrze oceniali skutki przeprowadzonej 6 miesięcznej terapii. W badaniu rok po zabiegu w obu grupach G1 i G2 zaobserwowano bardzo istotny wzrost średnich ocen poziomu sprawności funkcjonalnej.

Po roku od zabiegu nastąpiła poprawa wszystkich parametrów chodu, stania swobodnego oraz przysiadu, gdzie wartości sił nacisku, jakie pacjenci osiągnęli stojąc na chorej kończynie dolnej, zbliżyły się do wyników uzyskanych dla zdrowej KD. Poprawa parametrów chodu jest szczególnie istotna, ponieważ wiadomo, że po urazie ścięgna Achillesa zmienia się technika chodu, których poprawa jest znacznie trudniejsza i wymaga dłuższego czasu w porównaniu z problemem odtwarzania siły zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego. Różnice poziomu siły pomiędzy kończyną zdrową a operowaną objawiają się asymetrią obciążenia kończyny dolnej, co istotnie zwiększa przeciążanie zdrowej kończyny.

Zaobserwowano wyraźną poprawę parametrów skoczności u pacjentów w grupie G1, u których podano komórki macierzyste podczas zabiegu. Pacjenci w grupie G1, w pomiarze przeprowadzonym rok od zabiegu uzyskali istotną poprawę wartości mocy maksymalnej

oraz mocy maksymalnej względnej podczas wyskoku na operowanej kończynie dolnej, osiągając podobne do kończyny zdrowej wyniki. Odmienne rezultaty uzyskano w teście skoczności, obunóż metodą Akimbo, gdzie wyższą względną moc maksymalną uzyskali pacjenci w grupie G2.

W drugim pomiarze, rok po operacji, nie doszło do wyrównania siły mięśniowej kończyny dolnej po zabiegu z kończyną zdrową w grupach G1 i G2. W rok po operacji pozostały deficyty siły powyżej 10% zginaczy podszwowych stawu skokowego zarówno w pomiarach statycznych jak i izokinetycznych. Największe różnice między kończyną operowaną i zdrową zaobserwowano w grupie pacjentów G2, w której nie podano komórek macierzystych podczas rekonstrukcji AT.

Podsumowując, rok po leczeniu operacyjnym zerwanego ścięgna Achillesa nie wszystkie parametry kliniczne i funkcjonalne strony operowanej powróciły do poziomu kończyny zdrowej. Pomimo uzyskanych satysfakcjonujących odpowiedzi w ankiecie ATRS, dotyczących skomplikowanych czynności lokomocyjnych takich jak wchodzenie po schodach czy podskoki, pacjenci wciąż wykazywali znaczące osłabienie siły w stawie skokowym, przede wszystkim zginaczy podszwowych. Osłabienie siły mięśniowej operowanej kończyny dolnej wpłynęło na pogorszenie parametrów biegu, dowodząc, że zastosowana metoda rehabilitacji pooperacyjnej nie zapewniła pełnego powrotu funkcji kończyny dolnej po zabiegu rekonstrukcji AT.

Zastosowana metodyka diagnostyki funkcjonalnej w badaniach przeprowadzonych po okresie rehabilitacji okazała się skuteczną metodą oceny funkcji stopy. W wyniku wieloletnich doświadczeń zdobytych w Centrum Diagnostyki Funkcjonalnej CMC oraz przeprowadzonych badań, do rutynowej diagnostyki pacjentów po rekonstrukcji AT opracowano następujący protokół badań, w którym wzięto pod uwagę praktyczne, merytoryczne i ekonomiczne aspekty funkcjonowania kliniki ortopedyczno-rehabilitacyjnej.

Propozycja, protokołu badania funkcjonalnego podczas terapii pacjentów po rekonstrukcji ścięgna Achillesa:

1. Pomiary masy i wysokości ciała.
2. Ankieta ATRS.
3. Rozgrzewka.
4. Stabilografia na stabilnym podłożu.
5. Podoskopia.
6. Pomiar parametrów chodu na ścieżce podometrycznej.
7. Pomiar parametrów wyskoku pionowego z miejsca.

8. Pomiar momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych stawu skokowego w statyce i w izokinytyce, w pozycji leżenia na brzuchu z wyprostowanym stawem kolanowym i z prędkością $\omega=60^\circ/s$.

Postawione we Wstępie hipotezy badawcze zweryfikowano negatywnie, należy je odrzucić:

1. Opracowana i stosowana rutynowo w CMC metoda rehabilitacji nie w pełni przywróciła wszystkie funkcje stopy u pacjentów po całkowitej rekonstrukcji ścięgna Achillesa.
2. Po 6 miesiącach rehabilitacji w CMC pacjenci po całkowitym zerwaniu ścięgna Achillesa nie osiągnęli pełnej sprawności funkcjonalnej operowanej kończyny. Z przeprowadzonych badań, po roku od zabiegu wynika, że pomimo zakończenia 6 miesięcznej rehabilitacji, według standardu stosowanego w CMC, stwierdzono znaczące osłabienie większości badanych parametrów biomechanicznych operowanej kończyny, w szczególności siły mięśni zginaczy grzbietowych i podszwowych stopy oraz parametrów biegu.

Uzyskane wyniki badań pozwoliły udzielić odpowiedzi na postawione pytania badawcze: oraz umożliwiły sformułować następujące wnioski:

1. Wyniki diagnostyki funkcjonalnej wykonanej rok po operacji nie potwierdziły powrotu do pełnej sprawności funkcjonalnej pacjentów po rekonstrukcji ścięgna Achillesa. Pomimo poprawy wyników stabilności, po roku od zabiegu wciąż widoczne są deficyty w obrębie operowanej kończyny w obrębie siły, w stosunku do kończyny zdrowej.
2. Zastosowanie komórek macierzystych podczas rekonstrukcji ścięgna Achillesa wpłynęło na zwiększenie mocy maksymalnej podczas wyskoku oraz zwiększenie momentów siły mięśni zginaczy podszwowych operowanej kończyny, wskazując, że zastosowanie komórek macierzystych ma wpływ na poprawę funkcji ścięgna Achillesa oraz szybszy powrót pacjenta do aktywności sprzed urazu.

Uwagi końcowe

Współczesna ortopedia wymaga precyzyjnej diagnostyki funkcjonalnej, którą można zastosować do rutynowej oceny postępów leczenia pooperacyjnego. Z przeprowadzonych badań wynika, że diagnostyka siły mięśni i parametrów chodu powinna być przeprowadzana

częściej, aby odpowiednio dostosowywać program ćwiczeń do postępów leczenia. W niniejszych badaniach zastosowano baterię testów wykonywanych na dostępnych na rynku urządzeniach renomowanych firm. Czas badania jednego pacjenta przekraczał 1,5 godziny. Zaproponowany protokół diagnostyki funkcjonalnej siły zajmuje około 30 minut, co w odróżnieniu do protokołu zastosowanego w przeprowadzonych badaniach jest możliwe do rutynowego zastosowania w praktyce klinicznej. W dalszej perspektywie wydaje się celowe podjęcie działań w celu opracowania prostszej i tańszej metody diagnostyki siły mięśni oraz odpowiednich wartości referencyjnych (norm), do oceny mierzonych parametrów, uzyskanych na zdrowej populacji.

7. Piśmiennictwo

1. 8-th European Congress of the European Society of Sports Traumatology. (1998).
2. Agres, A. N., Duda, G. N., Gehlen, T. J., Arampatzis, A., Taylor, W. R., Manegold, S. (2015). Increased unilateral tendon stiffness and its effect on gait 2-6 years after Achilles tendon rupture. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(6), s.860-867. <https://doi.org/10.1111/sms.12456>.
3. Ahmed, I. M., Lagopoulos, M., McConnell, P., Soames, R. W., Sefton, G. K. (1998). Blood supply of the achilles tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(5), s.591-596. <https://doi.org/10.1002/jor.1100160511>.
4. Ajis, A., Maffulli, N. (2007). Management of acute tendo Achillis ruptures. *Foot and Ankle Surgery*, 13(3), s.132-135. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2007.02.002>.
5. Alfredson, H., Pietilä, T., Öhberg, L., Lorentzon, R. (1998). Achilles tendinosis and calf muscle strength: The effect of short-term immobilization after surgical treatment. *American Journal of Sports Medicine*, 26(2), s.166-171. <https://doi.org/10.1177/03635465980260020301>.
6. Amlang, M. H., Christiani, P., Heinz, P., Zwipp, H. (2005). Percutaneous technique for Achilles tendon repair with the Dresden. Instruments and results. *Der Unfallchirurg*, 108(7), s.529–536. <https://doi.org/10.1007/s00113-005-0938-8>.
7. Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., Karamanidis, K., DeMonte, G., Stafilidis, S., Brüggemann, G. P. (2005). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 38(4), s.885-892. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.04.027>.
8. Arifin, N., Abu Osman, N. A., Wan Abas, W. A. B. (2014). Intrarater test-retest reliability of static and dynamic stability indexes measurement using the biodex stability system during unilateral stance. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(2), s.300-304. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0130>.
9. Arner, O., Lindholm, A. (1959). Subcutaneous rupture of the Achilles tendon; a study of 92 cases. *Acta Chirurgica Scandinavica. Supplementum*, 116(Supp 239), s.1-51.
10. Arnold, B. L., Schmitz, R. J. (1998). Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *Journal of Athletic Training*, 33(4), s.323-327..
11. Assal, M., Jung, M., Stern, R., Rippstein, P., Delmi, M., Hoffmeyer, P. (2002). Limited open repair of Achilles tendon ruptures: A technique with a new instrument

- and findings of a prospective multicenter study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 84(2), s.161-170. <https://doi.org/10.2106/00004623-200202000-00001>.
12. Aujla, R., Sapare, S., Bhatia, M. (2018). Acute Achilles tendon rupture treatment: Where are we now? In *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, 5(3), s.139-144. <https://doi.org/10.1016/j.jajs.2018.02.003>.
 13. Bacchini, M., Cademartiri, C., Soncini, G. (2005). Walking assessment with gait analysis after Achilles tendon percutaneous repair. *GIOT*, 31, s.68–77.
 14. Bąkowski, P., Rubczak, S., Wolff-Stefaniak, M., Grygorowicz, M., Piontek, T. (2018). Reliability and validity of the Polish version of the Achilles tendon Total Rupture Score. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(7), s.2074–2079. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4764-7>.
 15. Barfod, K. W. (2014). Achilles tendon rupture; assessment of nonoperative treatment. *Danish Medical Journal*, 61(4), s.B4837.
 16. Bevoni, R., Angelini, A., D'Apote, G., Berti, L., Fusaro, I., Ellis, S., Schuh, R., Girolami, M. (2014). Long term results of acute Achilles repair with triple-bundle technique and early rehabilitation protocol. *Injury*, 45(8), s.1268-1274. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2014.04.028>.
 17. Błaszczuk, J. W. (2008). Sway ratio - A new measure for quantifying postural stability. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 68(1), s.51-57.
 18. Błaszczuk, J. W., Beck, M., Sadowska, D. (2014). Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: Vision and gender effects. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 74(4), s.433-442.
 19. Błaszczuk, J. W., Cieślinska-Świder, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 42(9), s.1295-1300. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.006>.
 20. Błazkiewicz, M., Wiszomirska, I., Wit, A. (2014). Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16(1), s.29-35. <https://doi.org/10.5277/abb140104>.
 21. Bochenek, A. i Reicher, M. (2010). *Anatomia człowieka*. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
 22. Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Svantesson, U., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2004). Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius

- aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 97(5), s.1908-1914. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00084.2004>.
23. Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. P. (2015). Heterogeneous loading of the human Achilles tendon in vivo. In *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 43(4), s.190-197. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000062>.
24. Bradley, J. P., Tibone, J. E. (1990). Percutaneous and open surgical repairs of Achilles tendon ruptures: A comparative study. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(2), s.188-195. <https://doi.org/10.1177/036354659001800213>.
25. Brandt, P. W., Orentlicher, M. (1972). Muscle Energetics and the Fenn Effect. *Biophysical Journal*, 12(5), s.512-527. [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(72\)86100-9](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(72)86100-9).
26. Bressel, E., Larsen, B. T., McNair, P. J., Cronin, J. (2004). Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: A comparison with matched controls. *Clinical Biomechanics*, 19(3), s.284-291. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.008>.
27. Butler, D. L., Juncosa-Melvin, N., Boivin, G. P., Galloway, M. T., Shearn, J. T., Gooch, C., Awad, H. (2008). Functional tissue engineering for tendon repair: A multidisciplinary strategy using mesenchymal stem cells, bioscaffolds, and mechanical stimulation. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(1), s.1-9. <https://doi.org/10.1002/jor.20456>.
28. Cagri Uysal, A., Mizuno, H. (2010). Tendon Regeneration and Repair with Adipose Derived Stem Cells. *Current Stem Cell Research & Therapy*, 5(2), s.161-167. <https://doi.org/10.2174/157488810791268609>.
29. Carmont, M. R., Grävare Silbernagel, K., Brorsson, A., Olsson, N., Maffulli, N., Karlsson, J. (2015). The Achilles tendon resting angle as an indirect measure of Achilles tendon length following rupture, repair, and rehabilitation. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, 2(2), s.49-55. <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2014.12.002>.
30. Carmont, M. R., Maffulli, N. (2007). Less invasive Achilles tendon reconstruction. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8:100. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-100>.
31. Carmont, M. R., Rossi, R., Scheffler, S., Mei-Dan, O., Beaufils, P. (2011). Percutaneous & Mini Invasive Achilles tendon repair. In *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology*, 3(1). <https://doi.org/10.1186/1758-2555-3-28>.

32. Carvalho, E., Verma, P., Hourigan, K., Banerjee, R. (2015). Myocardial infarction: Stem cell transplantation for cardiac regeneration. In *Regenerative Medicine*, 10(8), s.1025-1043. <https://doi.org/10.2217/rme.15.63>.
33. Cetti, R., Christensen, S. E., Ejsted, R., Jensen, N. M., Jorgensen, U. (1993). Operative versus nonoperative treatment of Achilles tendon rupture. A prospective randomized study and review of the literature. *American Journal of Sports Medicine*, 21(6), s.791-799. <https://doi.org/10.1177/036354659302100606>.
34. Chan, A. P. H., Chan, Y. Y., Fong, D. T. P., Wong, P. Y. K., Lam, H. Y., Lo, C. K., Yung, P. S. H., Fung, K. Y., Chan, K. M. (2011). Clinical and biomechanical outcome of minimal invasive and open repair of the Achilles tendon. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology*, 3(1). <https://doi.org/10.1186/1758-2555-3-32>.
35. Chaudhury, S. (2012). Mesenchymal stem cell applications to tendon healing. In *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 2(3), s.222-229.
36. Chiodo, C. P., Glazebrook, M., Bluman, E. M., Cohen, B. E., Femino, J. E., Giza, E., Watters, W. C., Goldberg, M. J., Keith, M., Haralson, R. H., Turkelson, C. M., Wies, J. L., Hitchcock, K., Raymond, L., Anderson, S., Boyer, K., Sluka, P., American Academy of Orthopaedic Surgeons. (2010). American Academy of Orthopaedic Surgeons clinical practice guideline on treatment of Achilles tendon rupture. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 92(14), s.2466-2468.
37. Choksey, A., Soonawalla, D., Murray, J. (1996). Repair of neglected Achilles tendon ruptures with Marlex mesh. *Injury*, 27(3), s.215-217. [https://doi.org/10.1016/0020-1383\(95\)00214-6](https://doi.org/10.1016/0020-1383(95)00214-6).
38. Ciszek, B., Śmigielski, R. (2003). Wewnętrzna struktura ścięgna piętowego (Achillesa). *Acta Clinica*, 3, s.210–215.
39. Costa, M. L., Kay, D., Donell, S. T. (2005). Gait abnormalities following rupture of the tendo Achillis. A pedobarographic assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 87(8), s.1085-1088. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B8.16540>.
40. Costa-Almeida, R., Calejo, I., Gomes, M. E. (2019). Mesenchymal stem cells empowering tendon regenerative therapies. In *International Journal of Molecular Sciences*, 20(12), s.3002. <https://doi.org/10.3390/ijms20123002>.
41. Delponte, P., Potier, L., de Poulpiquet, P., Buisson, P. (1992). [Treatment of subcutaneous ruptures of the Achilles tendon by percutaneous tenorrhaphy]. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'appareil Moteur*, 78(6), s.404-407.

42. Deng, S., Sun, Z., Zhang, C., Chen, G., Li, J. (2017a). Surgical Treatment Versus Conservative Management for Acute Achilles Tendon Rupture: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. In *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 56(6), s.1236-1243. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2017.05.036>.
43. Deng, S., Sun, Z., Zhang, C., Chen, G., Li, J. (2017b). Surgical Treatment Versus Conservative Management for Acute Achilles Tendon Rupture: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 56(6), s.1236-1243. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2017.05.036>.
44. Dickey, W., Patterson, V. (1987). Bilateral Achilles tendon rupture simulating peripheral neuropathy: Unusual complication of steroid therapy. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 80(6), s.386-387. <https://doi.org/10.1177/014107688708000619>.
45. Don, R., Ranavolo, A., Cacchio, A., Serrao, M., Costabile, F., Iachelli, M., Camerota, F., Frascarelli, M., Santilli, V. (2007). Relationship between recovery of calf-muscle biomechanical properties and gait pattern following surgery for achilles tendon rupture. *Clinical Biomechanics*, 22(2), s.211-220. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.10.001>.
46. Doral, M. N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O. A., Dönmez, G., Maffulli, N. (2010). Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(5), s.638-643. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1083-7>.
47. Eliasson, P., Agergaard, A. S., Couppé, C., Svensson, R., Hoeffner, R., Warming, S., Warming, N., Holm, C., Jensen, M. H., Krogsgaard, M., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2018). The Ruptured Achilles Tendon Elongates for 6 Months After Surgical Repair Regardless of Early or Late Weightbearing in Combination With Ankle Mobilization: A Randomized Clinical Trial. *American Journal of Sports Medicine*, 46(10), s.2492-2502. <https://doi.org/10.1177/0363546518781826>.
48. Eliasson, P., Couppé, C., Lonsdale, M., Svensson, R. B., Neergaard, C., Kjær, M., Friberg, L., Magnusson, S. P. (2016). Ruptured human Achilles tendon has elevated metabolic activity up to 1 year after repair. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 43(10), s.1868–1877. <https://doi.org/10.1007/s00259-016-3379-4>.
49. Erickson, B. J., Mascarenhas, R., Saltzman, B. M., Walton, D., Lee, S., Cole, B. J., Bach, B. R. (2015). Is operative treatment of achilles tendon ruptures superior to

- nonoperative treatment?: A systematic review of overlapping meta-analyses. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(4), s.1-11. <https://doi.org/10.1177/2325967115579188>.
50. Fan, Y. F., Loan, M., Fan, Y. B., Li, Z. Y., Luo, D. L. (2009). Least-action principle in gait. *EPL*, 87(5), s.58003. <https://doi.org/10.1209/0295-5075/87/58003>.
51. Follak, N., Ganzer, D., Merk, H. (2002). The utility of gait analysis in the rehabilitation of patients after surgical treatment of Achilles tendon rupture. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 12(2), s.90-95. <https://doi.org/10.1007/s00590-002-0020-y>.
52. Fugl-Meyer, A. R., Sjöström, M., Wählby, L. (1979). Human plantar flexion strength and structure. *Acta Physiologica Scandinavica*, 107(1), s.47-56. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1979.tb06441.x>.
53. Gajewski, J., Michalski, R., Buśko, K., Mazur-Różycka, J., Staniak, Z. (2018). Countermovement depth – A variable which clarifies the relationship between the maximum power output and height of a vertical jump. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(1), s.127-134. <https://doi.org/10.5277/ABB-01058-2017-02>.
54. Garrido, I. M., Deval, J. C., Bosch, M. N., Mediavilla, D. H., Garcia, V. P., González, M. S. (2010). Treatment of acute Achilles tendon ruptures with Achillon device: Clinical outcomes and kinetic gait analysis. *Foot and Ankle Surgery*, 16(4), s.189-194. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2009.10.014>.
55. Geremia, J. M., Bobbert, M. F., Casa Nova, M., Ott, R. D., de Aguiar Lemos, F., de Oliveira Lupion, R., Frasson, V. B., Vaz, M. A. (2015). The structural and mechanical properties of the Achilles tendon 2 years after surgical repair. *Clinical Biomechanics*, 30(5), s.485-492. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.005>.
56. Grande, D. A., Southerland, S. S., Manji, R., Schwartz, R. E., Pate, D. W. (1995). Repair of Articular Cartilage Defects Using Mesenchymal Stem Cells. *Tissue Engineering*, 1(4), s.345-353. <https://doi.org/10.1089/ten.1995.1.345>.
57. Griffin, M. J., Olson, K., Heckmann, N., Charlton, T. P. (2017). Realtime Achilles Ultrasound Thompson (RAUT) Test for the Evaluation and Diagnosis of Acute Achilles Tendon Ruptures. *Foot and Ankle International*, 38(1), s.36-40. <https://doi.org/10.1177/1071100716669983>.
58. Guillo, S., del Buono, A., Dias, M., Denaro, V., Maffulli, N. (2013). Percutaneous repair of acute ruptures of the tendo Achillis. *Surgeon*, 11(1), s.14-19. <https://doi.org/10.1016/j.surge.2011.12.002>.

59. Habets, B., Staal, J. B., Tijssen, M., van Cingel, R. (2018). Intrarater reliability of the Humac NORM isokinetic dynamometer for strength measurements of the knee and shoulder muscles. *BMC Research Notes*, 11(1), s.36-40. <https://doi.org/10.1186/s13104-018-3128-9>.
60. Hansen, M. S., Christensen, M., Budolfson, T., Østergaard, T. F., Kallemose, T., Troelsen, A., Barfod, K. W. (2016). Achilles tendon Total Rupture Score at 3 months can predict patients' ability to return to sport 1 year after injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(4), s.1365–1371. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3974-0>.
61. Herzog, W., Read, L. J., ter Keurs, H. E. D. J. (1991). Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clinical Biomechanics*, 6(4), s.230-238. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(91\)90051-Q](https://doi.org/10.1016/0268-0033(91)90051-Q).
62. Herzog, Walter. (2001). Skeletal muscle mechanics: from mechanisms to function. *Journal of Biomechanics*, 34(9), s.1223. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00062-8](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00062-8).
63. Hinman, M. R. (2000). Factors affecting reliability of the Biodex Balance System: A summary of four studies. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(3), s. 240-252. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.3.240>.
64. Homer. (1955). *Iliaden*. Thaning&Appel.
65. Hopper, G. P., Mackay, G. M. (2017). Achilles Tendon Repair Using the InternalBrace™ Principle. *Surgical Technology International*, 30, s.325-328.
66. Houshian, S., Tscherning, T., Riegels-Nielsen, P. (1998). The epidemiology of achilles tendon rupture in a Danish county. *Injury*, 29(9), s.651-654. [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(98\)00147-8](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(98)00147-8).
67. Huard, J., Li, Y., Fu, F. H. (2002). Muscle injuries and repair: Current trends in research. In *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 84(5), s.822-832. <https://doi.org/10.2106/00004623-200205000-00022>.
68. Huttunen, T. T., Kannus, P., Rolf, C., Felländer-Tsai, L., Mattila, V. M. (2014). Acute achilles tendon ruptures: Incidence of injury and surgery in Sweden between 2001 and 2012. *American Journal of Sports Medicine*, 42(10), s.2419-2423. <https://doi.org/10.1177/0363546514540599>.
69. Izadpanah, R., Trygg, C., Patel, B., Kriedt, C., Dufour, J., Gimble, J. M., Bunnell, B. A. (2006). Biologic properties of mesenchymal stem cells derived from bone marrow

- and adipose tissue. *Journal of Cellular Biochemistry*, 99(5), s.1285-1297. <https://doi.org/10.1002/jcb.20904>.
70. Jallageas, R., Bordes, J., Daviet, J. C., Mabit, C., Coste, C. (2013). Evaluation of surgical treatment for ruptured Achilles tendon in 31 athletes. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 99(5), s.577-584. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2013.03.024>.
71. Jandacka, D., Zahradnik, D., Foldyna, K., Hamill, J. (2013). Running biomechanics in a long-term monitored recreational athlete with a history of achilles tendon rupture. *BMJ Case Reports*. <https://doi.org/10.1136/bcr-2012-007370>.
72. Janura, M., Bizovska, L., Svoboda, Z., Cerny, M., Zemkova, E. (2017). Assessment of postural stability in stable and unstable conditions. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19(4), s.89-94. <https://doi.org/10.5277/ABB-00832-2017-02>.
73. Järvinen, T. A. H., Kannus, P., Maffulli, N., Khan, K. M. (2005). Achilles tendon disorders: Etiology and epidemiology. In *Foot and Ankle Clinics*, 10(2), s.255-266. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2005.01.013>.
74. Jiang, L., Jones, S., Jia, X. (2017). Stem cell transplantation for peripheral nerve regeneration: Current options and opportunities. In *International Journal of Molecular Sciences*, 18(1), s.94. <https://doi.org/10.3390/ijms18010094>.
75. Jones, D. G., Redpath, C. M. (1998). Regeneration in the central nervous system: Pharmacological intervention, xenotransplantation, and stem cell transplantation. *Clinical Anatomy*, 11(4), s.263-270. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1098-2353\(1998\)11:4<263::AID-CA7>3.0.CO;2-S](https://doi.org/10.1002/(SICI)1098-2353(1998)11:4<263::AID-CA7>3.0.CO;2-S).
76. Karkhanis, S., Mumtaz, H., Kurdy, N. (2010). Functional management of Achilles tendon rupture: A viable option for non-operative management. *Foot and Ankle Surgery*, 16(2), s.81-86. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2009.05.010>.
77. Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukunaga, T. (1998). Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *Journal of Applied Physiology*, 85(2), s.398-404. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.2.398>.
78. Kerkhoffs, G., Struijs, P., Raaymakers, E., Marti, R. (2002). Functional treatment after surgical repair of acute Achilles tendon rupture: wrap vs walking cast. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 122(2), s.102-105. <https://doi.org/10.1007/s004020100312>.

79. Kibler, W. (1997). Zasady postępowania rozpoznawania, leczenia i rehabilitacji przerwań ścięgna występujących w związku z uprawianiem sportu. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7, s.119–129.
80. Kintzi, M. (1999). Urazy ścięgna Achillesa. *Blok Operacyjny*, 2, s.60–66.
81. Klein, W., Lang, D. M., Saleh, M. (1991). The use of the Ma-Griffith technique for percutaneous repair of fresh ruptured tendo Achillis. *La Chirurgia Degli Organi Di Movimento*, 76(3), s.223-228.
82. Knobloch, K., Grasemann, R., Jagodzinski, M., Richter, M., Zeichen, J., Krettek, C. (2006). Changes of Achilles midportion tendon microcirculation after repetitive simultaneous cryotherapy and compression using a Cryo/Cuff. *American Journal of Sports Medicine*, 34(12), s.1953-1959. <https://doi.org/10.1177/0363546506293701>.
83. Kocher, M. S., Bishop, J., Marshall, R., Briggs, K. K., Hawkins, R. J. (2002). Operative versus nonoperative management of acute achilles tendon rupture: Expected-value decision analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 30(6), s.783-790. <https://doi.org/10.1177/03635465020300060501>.
84. Komi, P. v., Fukashiro, S., Jarvinen, M. (1992). Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clinics in Sports Medicine*, 11(3), s.521-531. [https://doi.org/10.1016/s0278-5919\(20\)30506-8](https://doi.org/10.1016/s0278-5919(20)30506-8).
85. Komi, P. V. (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 23(SUPPL. 1), s.23-25, 27-34. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90038-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90038-5).
86. Kristensen, J. K., Andersen, P. T. (1972). Rupture of the achilles tendon: A series and a review of literature. *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care*, 12(9), s.794-798. <https://doi.org/10.1097/00005373-197209000-00008>.
87. Lantto, I., Heikkinen, J., Flinkkilä, T., Ohtonen, P., Leppilahti, J. (2015). Epidemiology of Achilles tendon ruptures: Increasing incidence over a 33-year period. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(1), s.e133-e138. <https://doi.org/10.1111/sms.12253>.
88. Lantto, Iikka, Heikkinen, J., Flinkkila, T., Ohtonen, P., Siira, P., Laine, V., Leppilahti, J. (2016). A prospective randomized trial comparing surgical and nonsurgical treatments of acute achilles tendon ruptures. *American Journal of Sports Medicine*, 44(9), s.2406-2414. <https://doi.org/10.1177/0363546516651060>.
89. Lea, R., Smith, L. (1972). Non-Surgical Treatment of Tendo Achillis Rupture. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 54(7), s.1398–1407.

90. Leadbetter, W. B. (1992). Cell-matrix response in tendon injury. In *Clinics in Sports Medicine*, 11(3), s.533-578. [https://doi.org/10.1016/s0278-5919\(20\)30507-x](https://doi.org/10.1016/s0278-5919(20)30507-x).
91. Lee, C. H., Sun, T. L. (2018). Evaluation of postural stability based on a force plate and inertial sensor during static balance measurements. *Journal of Physiological Anthropology*, 37(1), s.27. <https://doi.org/10.1186/s40101-018-0187-5>.
92. Lee, Y. S., Lin, C. C., Che, C. N., Chen, S. H., Liao, W. Y., Huang, C. R. (2005). Reconstruction for neglected achilles tendon rupture: The modified bosworth technique. *Orthopedics*, 28(7), s.647-650. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20050701-10>.
93. Leppilahti, J., Orava, S. (1998). Total achilles tendon rupture. A review. In *Sports Medicine*, 25(2), s.79-100. <https://doi.org/10.2165/00007256-199825020-00002>
94. Leppilahti, J., Puranen, J., Orava, S. (1996). Incidence of Achilles tendon rupture. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 67(3), s.277-279. <https://doi.org/10.3109/17453679608994688>.
95. Li, C. G., Li, B., Yang, Y. F. (2017). Management of acute Achilles tendon rupture with tendon-bundle technique. *Journal of International Medical Research*, 45(1), s.310-319. <https://doi.org/10.1177/0300060516677928>.
96. Lieberman, J. R., Lozman, J., Czajka, J., & Dougherty, J. (1988). Repair of Achilles tendon ruptures with Dacron vascular graft. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 234, s. 204-208. <https://doi.org/10.1097/00003086-198809000-00035>.
97. Lim, J., Dalal, R., Waseem, M. (2001). Percutaneous vs. Open repair of the ruptured Achilles tendon - A prospective randomized controlled study. *Foot and Ankle International*, 22(7), s.559-568. <https://doi.org/10.1177/107110070102200705>.
98. Lo, I. K. Y., Kirkley, A., Nonweiler, B., Kumbhare, D. A. (1997). Operative Versus Nonoperative Treatment of Acute Achilles Tendon Ruptures. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7(3), s.207-211. <https://doi.org/10.1097/00042752-199707000-00010>.
99. Ma, G. W. C., Griffith, T. G. (1977). Percutaneous repair of acute closed ruptured Achilles tendon: a new technique. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 128, s.247-255.
100. MacLean, S., Khan, W. S., Malik, A. A., Snow, M., Anand, S. (2012). Tendon regeneration and repair with stem cells. In *Stem Cells International*, s.1-6. <https://doi.org/10.1155/2012/316281>.

101. Maffulli, N., Easley, M. (2013). Minimally invasive surgery for achilles tendon disorders in clinical practice. W: Minimally Invasive Surgery for Achilles Tendon Disorders in Clinical Practice, 9781447144984. <https://doi.org/10.1007/978-1-4471-4498-4>.
102. Maffulli, N., Ewen, S. W. B., Waterston, S. W., Reaper, J., Barrass, V. (2000). Tenocytes from Ruptured and Tendinopathic Achilles Tendons Produce Greater Quantities of Type III Collagen than Tenocytes from Normal Achilles Tendons: An in Vitro Model of Human Tendon Healing. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(4), s.499-505. <https://doi.org/10.1177/03635465000280040901>.
103. Maffulli, N., Longo, U. G., Gougoulas, N., Denaro, V. (2008). Ipsilateral free semitendinosus tendon graft transfer for reconstruction of chronic tears of the Achilles tendon. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9, s.100. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-100>.
104. Maganaris, C. N. (2003). Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clinical Anatomy*, 16(3), s.215-223. <https://doi.org/10.1002/ca.10064>.
105. Magnusson, S. P., Qvortrup, K., Larsen, J. O., Rosager, S., Hanson, P., Aagaard, P., Krogsgaard, M., Kjaer, M. (2002). Collagen fibril size and crimp morphology in ruptured and intact Achilles tendons. *Matrix Biology*, 21(4), s.369-377. [https://doi.org/10.1016/S0945-053X\(02\)00011-2](https://doi.org/10.1016/S0945-053X(02)00011-2).
106. Mandelbaum, B. R., Myerson, M. S., Forster, R. (1995). Achilles Tendon Ruptures: A New Method of Repair, Early Range of Motion, and Functional Rehabilitation. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(4), s.392-395. <https://doi.org/10.1177/036354659502300403>.
107. Maquirriain, J. (2011). Achilles tendon rupture: Avoiding tendon lengthening during surgical repair and rehabilitation. In *Yale Journal of Biology and Medicine*, 84(3), s.289-300.
108. Maria, A. T. J., Maumus, M., le Quellec, A., Jorgensen, C., Noël, D., Guilpain, P. (2017). Adipose-Derived Mesenchymal Stem Cells in Autoimmune Disorders: State of the Art and Perspectives for Systemic Sclerosis. In *Clinical Reviews in Allergy and Immunology*, 52(2), s.234–259. <https://doi.org/10.1007/s12016-016-8552-9>.
109. Marti, R. K., van der Werken, C., Schutte, P. R., Bast, T. J. (1983). Operative repair of ruptured Achilles tendon and functional after treatment. Part I and part II. *Netherlands Journal of Surgery*, 35(2), s.61–68.

110. Martinelli, B. (2000). Percutaneous repair of the Achilles tendon in athletes. *Bulletin: Hospital for Joint Diseases*, 59(3), s.149-152.
111. Möller, M., Lind, K., Movin, T., Karlsson, J. (2002). Calf muscle function after Achilles tendon rupture: A prospective, randomised study comparing surgical and non-surgical treatment. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 12(1), s.9-16. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.120103.x>.
112. Moreira, A., Kahlenberg, S., Hornsby, P. (2017). Therapeutic potential of mesenchymal stem cells for diabetes. In *Journal of Molecular Endocrinology*, 59(3), s.R109–R120. <https://doi.org/10.1530/JME-17-0117>.
113. Mraz, M., Curzytek, M., Mraz, M. A., Gawron, W., Czerwosz, L., Skolimowski, T. (2007). Body balance in patients with systemic vertigo after rehabilitation exercise. *Journal of Physiology and Pharmacology*, 58(SUPPL. 5), s.427-436.
114. Naim, F., Simşek, A., Sipahioglu, S., Esen, E., Cakmak, G. (2005). Evaluation of the surgical results of Achilles tendon ruptures by gait analysis and isokinetic muscle strength measurements. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 39(1), s.1-6.
115. Newnham, D. M., Douglas, J. G., Legge, J. S., Friend, J. A. R. (1991). Achilles tendon rupture: An underrated complication of corticosteroid treatment. *Thorax*, 46(11), s.853-854. <https://doi.org/10.1136/thx.46.11.853>.
116. Nicholson, G., Walker, J., Dawson, Z., Bissas, A., Harris, N. (2020). Morphological and functional outcomes of operatively treated Achilles tendon ruptures. *Physician and Sportsmedicine*, 48(3), s.290-297. <https://doi.org/10.1080/00913847.2019.1685364>.
117. Nilsson-Helander, K., Grävare Silbernagel, K., Thomeé, R., Faxén, E., Olsson, N., Eriksson, B. I., Karlsson, J. (2010). Acute achilles tendon rupture: A randomized, controlled study comparing surgical and nonsurgical treatments using validated outcome measures. *American Journal of Sports Medicine*, 38(11), s.2186-2193. <https://doi.org/10.1177/0363546510376052>.
118. Nilsson-Helander, K., Thomeé, R., Grävare-Silbernagel, K., Thomeé, P., Faxén, E., Eriksson, B. I., Karlsson, J. (2007). The Achilles tendon Total Rupture Score (ATRS): Development and validation. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3), s.421-426. <https://doi.org/10.1177/0363546506294856>.
119. Nistor, L. (1981). Surgical and non-surgical treatment of Achilles tendon rupture. A prospective randomized study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 63(3), s. 394-399. <https://doi.org/10.2106/00004623-198163030-00012>.

120. Norelli, J. B., Plaza, D. P., Stal, D. N., Varghese, A. M., Liang, H., Grande, D. A. (2018). Tenogenically differentiated adipose-derived stem cells are effective in Achilles tendon repair in vivo. *Journal of Tissue Engineering*, 9, s.1-20. <https://doi.org/10.1177/2041731418811183>.
121. Nota, A., Tecco, S., Ehsani, S., Padulo, J., Baldini, A. (2017). Postural stability in subjects with temporomandibular disorders and healthy controls: A comparative assessment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 37, s.21-24. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.08.006>.
122. Obst, S. J., Newsham-West, R., Barrett, R. S. (2016). Changes in Achilles tendon mechanical properties following eccentric heel drop exercise are specific to the free tendon. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 26(4), s.421-431. <https://doi.org/10.1111/sms.12466>.
123. Olsson, N., Nilsson-Helander, K., Karlsson, J., Eriksson, B. I., Thomée, R., Faxén, E., Silbernagel, K. G. (2011). Major functional deficits persist 2 years after acute Achilles tendon rupture. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(8), s. 1385–1393. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1511-3>.
124. Olsson, N., Petzold, M., Brorsson, A., Karlsson, J., Eriksson, B. I., Silbernagel, K. G. (2014). Predictors of clinical outcome after acute achilles tendon ruptures. *American Journal of Sports Medicine*, 42(6), s.1448-1455. <https://doi.org/10.1177/0363546514527409>.
125. Olsson, N., Silbernagel, K. G., Eriksson, B. I., Sansone, M., Brorsson, A., Nilsson-Helander, K., Karlsson, J. (2013). Stable surgical repair with accelerated rehabilitation versus nonsurgical treatment for acute achilles tendon ruptures: A randomized controlled study. *American Journal of Sports Medicine*, 41(12), s.2867-2876. <https://doi.org/10.1177/0363546513503282>.
126. Orendurff, M. S., Segal, A. D., Aiona, M. D., Dorociak, R. D. (2005). Triceps surae force, length and velocity during walking. *Gait and Posture*, 21(2), s.157-163. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.009>.
127. Orishimo, K. F., Burstein, G., Mullaney, M. J., Kremenic, I. J., Nesse, M., McHugh, M. P., Lee, S. J. (2008). Effect of Knee Flexion Angle on Achilles Tendon Force and Ankle Joint Plantarflexion Moment During Passive Dorsiflexion. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 47(1), s.34-39. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2007.10.008>.

128. Oshita, T., Tobita, M., Tajima, S., Mizuno, H. (2016). Adipose-Derived Stem Cells Improve Collagenase-Induced Tendinopathy in a Rat Model. *American Journal of Sports Medicine*, 44(8), s.1983-1989. <https://doi.org/10.1177/0363546516640750>.
129. Ozcan Kahraman, B., Kahraman, T., Kalemci, O., Salik Sengul, Y. (2018). Gender differences in postural control in people with nonspecific chronic low back pain. *Gait and Posture*, 64, s.147-151. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.026>.
130. Palmes, D., Spiegel, H. U., Schneider, T. O., Langer, M., Stratmann, U., Budny, T., Probst, A. (2002). Achilles tendon healing: Long-term biomechanical effects of postoperative mobilization and immobilization in a new mouse model. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(5), s.939-946. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(02\)00032-3](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(02)00032-3).
131. Park, H. G., Moon, D. H., Yoon, J. M. (2001). Limited open repair of ruptured Achilles tendons with Bunnell-type sutures. *Foot and Ankle International*, 22(12), s.985-987. <https://doi.org/10.1177/107110070102201211>.
132. Pickerill, M. L., Harter, R. A. (2011). Validity and Reliability of Limits-of-Stability Testing: A Comparison of 2 Postural Stability Evaluation Devices. *Journal of Athletic Training*, 46(6), s.600–606. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.6.600>.
133. Pierre-Jerome, C., Moncayo, V., Terk, M. R. (2010). MRI of the Achilles tendon: A comprehensive review of the anatomy, biomechanics, and imaging of overuse tendinopathies. In *Acta Radiologica*, 51(4), s.438-54. <https://doi.org/10.3109/02841851003627809>.
134. Piontek, T., Bąkowski, P., Ciemnińska-Gorzela, K., Naczka, J. (2015). Novel Technique of Achilles Tendon Reconstruction Using Semitendinosus and Gracilis Tendon. Preliminary Report. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, 17(6), s.619-625. <https://doi.org/10.5604/15093492.1193034>.
135. Podgórski, M., Nowak, K. (2012). Zerwania ścięgna Achillesa – w świetle informacji zawartych w literaturze specjalistycznej. *Kwartalnik Ortopedyczny*, 2, s.156-168.
136. Popovic, N., Lemaire, R. (1999). Diagnosis and treatment of acute ruptures of the Achilles tendon current concepts review. *Acta Orthopaedica Belgica*, 65(4), s.458-471..
137. Qazi, T. H., Duda, G. N., Ort, M. J., Perka, C., Geissler, S., Winkler, T. (2019). Cell therapy to improve regeneration of skeletal muscle injuries. In *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, 10(3), s.501-516. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12416>.
138. Qenu, J., Stoianovich. (1929). Lesrupturesdutendond’Achille. 67, s.647-678.

139. Raikin, S. M., Garras, D. N., & Krapchev, P. v. (2013). Achilles tendon injuries in a United States population. In *Foot and Ankle International*, 34(4), s.475-480. <https://doi.org/10.1177/1071100713477621>.
140. Renninger, C. H., Kuhn, K., Fellars, T., Youngblood, S., Bellamy, J. (2016). Operative and nonoperative management of achilles tendon ruptures in active duty military population. *Foot and Ankle International*, 37(3), s.269-73. <https://doi.org/10.1177/1071100715615322>.
141. Rosińska, A., Syrek, M. (2016). https://carolina.pl/wp-content/uploads/2016/09/Start_Rehabilitacja-Sciegna-Achillesa_publikacja.pdf.
142. Ruszczak, A., Lorkowski, J., Kotela, I. (2013). Zaawansowane techniki przetwarzania obrazów wspomagające diagnostykę pedobarograficzną – wprowadzenie techniki Eigenfeet. *Problemy Lekarskie*, 49, s.36–41.
143. Sahni, V., Tibrewal, S., Bissell, L., Khan, W. (2014). The Role of Tissue Engineering in Achilles Tendon Repair: A Review. *Current Stem Cell Research & Therapy*, 10(1), s.31-36. <https://doi.org/10.2174/1574888x09666140710103154>.
144. Salem, H. K., Thiemermann, C. (2010). Mesenchymal stromal cells: Current understanding and clinical status. In *Stem Cells*, 28(3), s.585-596. <https://doi.org/10.1002/stem.269>.
145. Saunders, J. B., Inman, V. T., Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 35 A(3), s.543-558. <https://doi.org/10.2106/00004623-195335030-00003>.
146. Saxena, A., Ewen, B., Maffulli, N. (2011). Rehabilitation of the operated achilles tendon: Parameters for predicting return to activity. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 50(1), s.37-40. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2010.10.008>.
147. Schepull, T., Aspenberg, P. (2013). Early controlled tension improves the material properties of healing human achilles tendons after ruptures: A randomized trial. *American Journal of Sports Medicine*, 41(11), s.2550-2557. <https://doi.org/10.1177/0363546513501785>.
148. Scott, S. H., Winter, D. A. (1990). Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), s.357-369. <https://doi.org/10.1249/00005768-199006000-00013>.
149. Sharma, P., Maffulli, N. (2005). Tendon injury and tendinopathy: Healing and repair. In *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 87(1), s.187-202. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.01850>.

150. Silbernagel, K. G., Willy, R., Davis, I. (2012). Preinjury and postinjury running analysis along with measurements of strength and tendon length in a patient with a surgically repaired achilles tendon rupture. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(6), s.521-529. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3913>.
151. Śmigielski, R. (2008). Management of Partial Tears of the Gastro-Soleus Complex. In *Clinics in Sports Medicine*, 27(1), s.219-229. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2007.10.005>.
152. Soroceanu, A., Glazebrook, M., Sidhwa, F., Aarabi, S., Kaufman, A. (2012). Surgical versus nonsurgical treatment of acute achilles tendon rupture: A meta-analysis of randomized trials. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 94(23), s.2136-2143. <https://doi.org/10.2106/JBJS.K.00917>.
153. Stafilidis, S., Sickinger, C. (2019). Anterior subject positioning affects the maximal exerted isometric plantar flexion moment. *PLoS ONE*, 14(7), s.1-17. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219840>.
154. Strauss, E. J., Ishak, C., Jazrawi, L., Sherman, O., Rosen, J. (2007). Operative treatment of acute Achilles tendon ruptures: An institutional review of clinical outcomes. *Injury*, 38(7), s.832-838. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2006.06.005>.
155. Strojek, K., Strączyńska, A., Piekorz, Z., Zukow, W., Kaźmierczak, U. (2016). Etiologia i patomechanizm uszkodzenia ścięgna Achillesa. *Journal of Education, Health and Sport*, 6(11), s.147–160.
156. Suchak, A. A., Bostick, G., Reid, D., Blitz, S., Jomha, N. (2005). The incidence of Achilles tendon ruptures in Edmonton, Canada. *Foot and Ankle International*, 26(11), s. 932-936. <https://doi.org/10.1177/107110070502601106>.
157. Suzuki, Y., Yatoh, S., Suzuki, H., Tanabe, Y., Shimizu, Y., Hada, Y., Shimano, H. (2018). Age-dependent changes in dynamic standing-balance ability evaluated quantitatively using a stabilometer. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(1), s.86-91. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.86>.
158. Świerczyński, R., Śmigielski, R., Mioduszewski, A. (2001). Uszkodzenia ścięgna piętowego leczone operacyjnie z programem rehabilitacji bez unieruchomienia gipsowego – wczesne wyniki 12 przypadków. *Acta Clinica*, 1(2), s.152-160.
159. Syrek, M., Śmigielski, R., Staniszewski, M., Wychowański, M. (2019). The characteristics of plantarflexors and dorsiflexors strength in patients after complete three-bundle Achilles tendon reconstruction. *Advances in Rehabilitation*, 2, s.37–45.

160. Szaro, P., Witkowski, G., Śmigielski, R., Krajewski, P., Ciszek, B. (2009). Fascicles of the adult human Achilles tendon - An anatomical study. *Annals of Anatomy*, 191(6), s.586-593. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2009.07.006>.
161. Szustka, A., Rogalińska, M. (2017). Potencjalne zastosowania komórek macierzystych w medycynie regeneracyjnej i transplantologii. *Postępy Biochemii*, 63(2), s.143-150.
162. Taléns-Visconti, R., Bonora, A., Jover, R., Mirabet, V., Carbonell, F., Castell, J. V., Gómez-Lechón, M. J. (2007). Human mesenchymal stem cells from adipose tissue: Differentiation into hepatic lineage. *Toxicology in Vitro*, 21(2), s.324-329. <https://doi.org/10.1016/j.tiv.2006.08.009>.
163. Testerman, C., vander Griend, R. (1999). Evaluation of ankle instability using the biodex stability system. *Foot and Ankle International*, 20(5), s.317-321. <https://doi.org/10.1177/107110079902000510>.
164. Tian, J., Rui, R., Xu, Y., Yang, W., Chen, X., Zhang, X., Xu, T. (2020). Achilles tendon rupture repair: Biomechanical comparison of the locking block modified Krackow technique and the Giftbox technique. *Injury*, 51(2), s.559-564. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.10.019>.
165. Turbanski, S., Schmidtbleicher, D. (2010). [Postural control depends on testing situation]. *Sportverletzung Sportschaden : Organ Der Gesellschaft Für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 24(3), s.123-128. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1267402>.
166. Twaddle, B. C., Poon, P. (2007). Early motion for Achilles tendon ruptures: Is surgery important? A randomized, prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(12), s.2033-2038. <https://doi.org/10.1177/0363546507307503>.
167. Tylman, D., Dziak, A. (1996). *Traumatologia narządu ruchu*. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
168. Valkering, K. P., Aufwerber, S., Ranuccio, F., Lunini, E., Edman, G., Ackermann, P. W. (2017). Functional weight-bearing mobilization after Achilles tendon rupture enhances early healing response: a single-blinded randomized controlled trial. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(6), s.1807-1816. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4270-3>.
169. Voleti, P. B., Buckley, M. R., Soslowsky, L. J. (2012). Tendon healing: Repair and regeneration. In *Annual Review of Biomedical Engineering*, 14), s.47-71. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-071811-150122>.

170. Walkiewicz, A., Dąbrowski, M., Nowak, G. (2002). Szew odroczone w uszkodzeniach ścięgna Achillesa. Wyniki leczenia w materiale własnym. *Kwartalnik Ortopedyczny*, 4, s.267–270.
171. Wallace, R. G. H., Heyes, G. J., Michael, A. L. R. (2011). The non-operative functional management of patients with a rupture of the tendo Achillis leads to low rates of re-rupture. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 93-B(10), s. 1362-1366. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.93B10.26187>.
172. Wang, D., Sandlin, M. I., Cohen, J. R., Lord, E. L., Petrigliano, F. A., SooHoo, N. F. (2015). Operative versus nonoperative treatment of acute Achilles tendon rupture: An analysis of 12,570 patients in a large healthcare database. *Foot and Ankle Surgery*, 21(4), s.250-253. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2015.01.009>.
173. Wang, H. K., Chiang, H., Chen, W. S., Shih, T. T., Huang, Y. C., Jiang, C. C. (2013). Early neuromechanical outcomes of the triceps surae muscle-tendon after an Achilles' tendon repair. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(8), s.1590-1598. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.01.015>.
174. Wang, J. H. C. (2006). Mechanobiology of tendon. In *Journal of Biomechanics*, 39(9), s. 1563-1582. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.011>.
175. Waterston, S. W. (1997). Subcutaneous rupture of the Achilles tendon: Basic science and some aspects of clinical practice. *British Journal of Sports Medicine*, 31(4), s.285-298. <https://doi.org/10.1136/bjism.31.4.285>.
176. Webb, J. M., Bannister, G. C. (1999). Percutaneous repair of the ruptured tendo Achillis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 81(5), s.877-880. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B5.9784>.
177. Wilkins, R., Bisson, L. J. (2012). Operative versus nonoperative management of acute achilles tendon ruptures: A quantitative systematic review of randomized controlled trials. In *American Journal of Sports Medicine*, 40(9), s. 2154-2160. <https://doi.org/10.1177/0363546512453293>.
178. Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., de Clercq, D. (2002). Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), s.487-493.
179. Willits, K., Amendola, A., Bryant, D., Mohtadi, N. G., Giffin, J. R., Fowler, P., Kean, C. O., Kirkley, A. (2010). Operative versus nonoperative treatment of acute achilles tendon ruptures: A multicenter randomized trial using accelerated functional

- rehabilitation. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 92(17), s.2767-2775.
<https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01401>.
180. Winter, E., Weise, K., Weller, S., Ambacher, T. (1998). Surgical repair of Achilles tendon rupture. Comparison of surgical with conservative treatment. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 117(6-7), s.364-367.
<https://doi.org/10.1007/s004020050267>.
181. Wiszomirska, I., Kaczmarczyk, K., Zdrodowska, A., Błażkiewicz, M., Ilnicka, L., Marciniak, T. (2013). Ocena równowagi statycznej i dynamicznej kobiet młodszych, starszych i z dysfunkcją narządu wzroku. *Postępy Rehabilitacji*, 3, s.33-39.
182. Wit, A. (1992). Wybrane zagadnienia diagnostyki układu ruchu człowieka. W: *Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca*. Warszawa: Instytut Sportu, s.53-72.
183. Wong, J., Barrass, V., Maffulli, N. (2002). Quantitative review of operative and nonoperative management of Achilles tendon ruptures. *American Journal of Sports Medicine*, 30(4), s. 565-575. <https://doi.org/10.1177/03635465020300041701>.
184. Wychowański, M., Sługocki, G., Orzechowski, G., Gajewski, A., Staniak, Z., Wit, A. (2015). Wartości referencyjne do oceny funkcjonalnej człowieka. W: *Inżynieria biomedyczna: podstawy i zastosowania*, t. 3, *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, s.443-459.
185. Wychowański, M. (2008). *Wybrane metody oceny dynamiki układu ruchu człowieka*. Warszawa: AWF.
186. Xia, Y., Sun, J., Zhao, L., Zhang, F., Liang, X. J., Guo, Y., Weir, M. D., Reynolds, M. A., Gu, N., Xu, H. H. K. (2018). Magnetic field and nano-scaffolds with stem cells to enhance bone regeneration. In *Biomaterials*, 183, s.151-170.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2018.08.040>.
187. Xu, K., Al-ani, M. K., Sun, Y., Xu, W., Pan, L., Song, Y., Xu, Z. L., Pan, X., Yang, L. (2017). Platelet-rich plasma activates tendon-derived stem cells to promote regeneration of Achilles tendon rupture in rats. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, 11(4), s.1173-1184. <https://doi.org/10.1002/term.2020>.
188. Yammine, K., Assi, C. (2017). Efficacy of repair techniques of the Achilles tendon: A meta-analysis of human cadaveric biomechanical studies. In *Foot*, 30, s.13-20.
<https://doi.org/10.1016/j.foot.2016.09.006>.
189. Zellers, J. A., Pohlig, R. T., Cortes, D. H., Grävare Silbernagel, K. (2020). Achilles tendon cross-sectional area at 12 weeks post-rupture relates to 1-year heel-rise height.

- Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 28(1), s.245–252.
<https://doi.org/10.1007/s00167-019-05608-x>.
- 190.Zhao, J., Yu, B., Xie, M., Huang, R., Xiao, K. (2016). An Alternative Bundle-to-Bundle Suturing Technique for Repairing Fresh Achilles Tendon Rupture. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 55(4), s.881-884. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2016.01.033>.
- 191.Zimmerlin, L., Park, T. S., Zambidis, E. T., Donnenberg, V. S., Donnenberg, A. D. (2013). Mesenchymal stem cell secretome and regenerative therapy after cancer. In *Biochimie*, 95(12), s.2235-2245. <https://doi.org/10.1016/j.biochi.2013.05.010>.
- 192.Zuk, P. A., Zhu, M., Mizuno, H., Huang, J., Futrell, J. W., Katz, A. J., Benhaim, P., Lorenz, H. P., Hedrick, M. H. (2001). Multilineage cells from human adipose tissue: Implications for cell-based therapies. *Tissue Engineering*, 7(2), s.211-228. <https://doi.org/10.1089/107632701300062859>.

8. Załączniki

8.1. Spis rycin

Ryc.1. Mięsień trójgłowy łydki (<https://www.fabrykasily.pl/> 2017).

Ryc.2. Lewe ścięgno Achillesa. Rotacja pęczków widoczna jako śruba lewoskrętna (na podstawie Śmigieński, 2008).

Ryc.3. Naprężenie w ścięgnie Achillesa podczas rozciągania w zależności od wydłużenia (na podstawie Doral i in., 2010).

Ryc.4. Techniki szycia stosowane do zszywania ścięgien. 1 szew Kesslera, 2 zmodyfikowany szew Kessler'a (pojedynczy), 3 zmodyfikowany szew Kessler'a (podwójny), 4 szew Bunnell'a, 5 zmodyfikowany przez Kleinert'a szew Bunnell'a, 6 obszycie szwami prostymi (na podstawie Podgórski i Nowak, 2012).

Ryc.5. Metody szycia ścięgna Achillesa (na podstawie Carmont i in., 2011).

Ryc.6. Metoda szycia ścięgna Achillesa z użyciem instrumentarium Achillon (na podstawie Carmont i in., 2011).

Ryc.7. Metoda szycia ścięgna Achillesa metodą anatomiczną trójpęczkową (opracowanie własne).

Ryc.8. Opatrunek sztywny podudziowy, zakładany po zabiegu operacyjnym (opracowanie własne).

Ryc.9. Wspomaganie ślizgu ścięgna Achillesa (opracowanie własne).

Ryc.10. Elektrostymulacja mięśni łydki (opracowanie własne).

Ryc.11. But Walker i dwa podpiętki (opracowanie własne).

Ryc.12. Nauka stopniowego obciążania stopy w bucie Walker (opracowanie własne).

Ryc.13. Unoszenie bioder ze sztangą na biodrach (opracowanie własne).

Ryc.14. Martwy ciąg jednonóż z ciężarkiem w ręce (opracowanie własne).

Ryc.15. Ćwiczenie „Nordic Hamstring” (opracowanie własne).

Ryc.16. Skip A, Skip C (opracowanie własne).

Ryc.17. Badanie stabilograficzne podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi (opracowanie własne).

Ryc.18. Wartości referencyjne do oceny utrzymywania równowagi podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi (na podstawie Wychowański i in., 2015).

Ryc.19. Stanowisko pomiarowe Biodex Balance System SD (na podstawie Dawson i in., 2018).

Ryc.20. Pozycja podczas pomiaru stabilograficznego na ruchomym podłożu na platformie Biodex Balance System (opracowanie własne).

Ryc.21. Przykładowy wynik pomiaru średniego obciążenia stóp [N/cm^2] oraz średniego położenia środków parcia stopy prawej, lewej i obu stóp na podłożu podczas stania swobodnego w czasie 20 s na platformie dynamometrycznej.

Ryc.22. Sposób pomiaru parametrów chodu swobodnego na ścieżce podometrycznej Zebris FDM (opracowanie własne).

Ryc.23. Sposób pomiaru wysokości wyskoku ACMJ na platformie dynamometrycznej AMTI USA (opracowanie własne).

Ryc.24. Sposób pomiaru momentów sił mięśniowych rozwijanych w stawie skokowym w pozycji z wyprostowanym (a) oraz ze zgiętym do 50 stopni (b) stawem kolanowym (opracowanie własne).

8.2. Tabele

Tabela 5. Średnie oceny sprawności funkcjonalnej w skali ATRS [pkt.]. Porównanie badanych grup G1 i G2 względem siebie 6 miesięcy i rok po zabiegu.

NR PYTANIA	6 MIESIĘCY PO ZABIEGU					ROK PO ZABIEGU				
	G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p	G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
1	5,93±1,76	3-9	6,23±2,21	3-10	0,563	8,03±1,30	5-10	7,57±2,27	2-10	0,332
2	6,10±1,90	3-9	6,30±1,99	3-10	0,692	8,13±1,48	5-10	7,67±2,14	0-10	0,330
3	7,27±2,23	3-10	6,90±2,25	2-10	0,528	8,83±1,39	5-10	8,27±2,02	2-10	0,210
4	7,10±2,32	3-10	6,83±2,48	2-10	0,669	8,53±1,74	4-10	8,37±2,22	1-10	0,747
5	7,53±1,43	5-10	7,87±2,10	2-10	0,475	9,20±1,13	6-10	9,17±1,26	5-10	0,914
6	7,57±1,83	3-10	7,93±2,18	1-10	0,484	9,07±1,28	5-10	9,07±2,07	0-10	1,000
7	7,17±1,93	3-10	7,47±2,19	1-10	0,576	8,87±1,36	5-10	9,13±1,46	3-10	0,466
8	5,13±2,53	1-9	4,97±2,65	0-10	0,804	8,33±1,52	5-10	7,83±2,15	2-10	0,302
9	4,87±2,61	0-9	5,13±2,85	0-10	0,707	8,30±1,76	4-10	7,70±2,34	1-10	0,266
10	6,67±2,11	3-10	6,47±2,37	1-10	0,731	8,57±1,68	5-10	8,33±1,99	2-10	0,625
SUMA pkt	65,33±15,48	38-91	66,1±18,49	27-100	0,865	85,87±12,67	50-100	83,1±15,05	40-100	0,452

Tabela 7. Średnia długość ścieżki parcia stóp na podłoże TL [mm] kończyny operowanej pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu.

	G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	1216,65±279,1	658,3-1748,5	1233,59±764,1	729,5-4931,6	0,910
ROK PO ZABIEGU	1211,6±346,8	804,5-2401,2	1075,9±245,4	622,7-1607,9	0,085

Tabela 8. Średnia długość ścieżki parcia stóp na podłoże TL [mm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu.

	6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	1216,65±279,06	658,3-1748,5	1211,61±346,84	804,5-2401,2	0,929
G2 (n = 30)	1233,58±764,09	729,5-4931,6	1075,85±245,39	622,7-1607,9	0,267

Tabela 11. Średnie wartości indeksów na ruchomym podłożu kończyny operowanej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ISO - ogólny indeks stabilności, ISAP - przednio-tylny indeks stabilności, ISL - boczny indeks stabilności.

	INDEKS STABILNOŚCI	G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	ISO	4,74±2,34	1,6-11,9	5,2±2,03	2-9	0,371
	ISAP	3,60±1,69	0,8-6,8	3,77±1,64	1,5-7,1	0,745
	ISL	2,51±1,78	0,7-9,6	2,92±1,41	1-7,5	0,075
ROK PO ZABIEGU	ISO	4,08±1,64	2-7,7	4,45±2,21	1,9-12,8	0,615
	ISAP	2,90±1,16	0,8-5,8	3,43±2,16	1,3-11,5	0,647
	ISL	2,32±1,19	0,9-5,6	2,23±0,86	0,5-4,2	0,690

Tabela 14. Średnie wartości obciążenia stopy [%] podczas stania swobodnego kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. RSp – obciążenie przodostopia, RSt - obciążenie tyłostopia, RS – obciążenie stopy.

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	RSp	38,41±12,58	8,2-68,4	38,9±12,17	21,3-68,2	0,880
	RSt	61,59±12,58	31,6-91,8	61,1±12,17	31,8-78,8	0,880
	RS	47,34±6,72	33,5-62,6	49,39±7,37	31,2-70,3	0,264
ROK PO ZABIEGU	RSp	45,61±12,26	21,3-78,7	41,50±14,57	19,2-97,4	0,242
	RSt	54,39±12,26	21,3-78,7	58,50±14,57	2,6-80,8	0,242
	RS	51,02±4,69	41,7-62,3	51,28±5,36	43,7-67,5	0,844

Tabela 17. Średnie wartości obciążenia stopy [%] podczas wspięć na palce kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2, 6 miesięcy i rok po zabiegu.

	G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	48,2±6,85	29,2-62,5	52,91±10,96	34,3-98,9	0,051
ROK PO ZABIEGU	47,62±5,41	35,6-58,4	48,76±6,31	31,7-64,7	0,455

Tabela 18. Średnie wartości obciążenia stopy [%] podczas wspięć na palce kończyny operowanej i zdrowej u pacjentów z grupy G1 i G2, 6 miesięcy i rok po zabiegu

	6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	48,2±6,85	29,2-62,5	47,62±5,41	35,6-58,4	0,721
G2 (n = 30)	52,91±10,96	34,3-98,9	48,76±6,31	31,7-64,7	0,075

Tabela 23. Średnie wartości podczas chodu swobodnego u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. CHrp - rotacja podudzia, CHdk - długość kroków, CHfpod - faza podparcia, CHfp - faza przenoszenia, CHFHmaxH - maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem, CHFHmaxT - maksymalna siła kontaktu palucha z podłożem w czasie wybicia.

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	CHrp [deg]	8,84±3,54	2,5-16,3	8,8±3,17	2,7-15,6	0,957
	CHdk [cm]	66,1±12,76	8-79	68,77±6,93	59-85	0,319
	CHfpod [%]	63,68±1,95	60,4-67	63,31±1,94	60,2-69,2	0,468
	CHfp [%]	36,36±2	33-39,6	36,71±1,95	30,8-39,8	0,504
	CHFHmaxH [N]	863,42±130,05	652,6-1151,1	840,78±144,06	649,1-1131,3	0,525
	CHFHmaxT [N]	911,61±125,68	710,2-1217	896,04±143,55	722,8-1215,5	0,657
ROK PO ZABIEGU	CHrp [deg]	9,04±3,62	0,1-15,8	8,89±3,41	3,2-15,6	0,872
	CHdk [cm]	70,70±6,44	56-80	70,50±6,04	56-81	0,902
	CHfpod [%]	62,65±1,46	59,9-65,8	62,57±1,81	58,4-65,9	0,857
	CHfp [%]	37,35±1,46	34,2-40,1	37,43±1,81	34,1-41,6	0,857
	CHFHmaxH [N]	878,83±139,73	695,1-1122,8	822,84±182,54	286,7-1230,6	0,187
	CHFHmaxT [N]	913,21±136,37	711,4-1223,9	886,89±133,98	648,1-1212,4	0,454

Tabela 26. Średnie wartości podczas biegu u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. Brp - rotacja podudzia, Bdk - długość kroków, Bfpod - faza podparcia, Bfp - faza przenoszenia, BFHmaxH - maksymalna siła kontaktu pięty z podłożem.

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	Brp [deg]	6,63±3,14	0,1-12	7,52±3,94	0,2-15,2	0,337
	Bdk [cm]	80,33±12,6	60-109	84,73±15,28	65-116	0,229
	Bfpod [%]	47,79±5,19	37,2-57,3	46,67±6,4	35,9-59,9	0,461
	Bfp [%]	52,2±5,2	42,7-62,8	53,33±6,4	40,1-64,1	0,456
	BFHmaxH [N]	1610,52±210,12	1154,4-1996	1595,92±332	1047,4-2481,2	0,839
ROK PO ZABIEGU	Brp [deg]	6,56±3,21	0,2-12,5	7,18±4,07	0,1-15,6	0,515
	Bdk [cm]	91,33±12,61	67-114	91,83±22,19	1-132	0,915
	Bfpod [%]	43,43±5,42	36,5-53,9	41,69±8,64	6-58,3	0,354
	Bfp [%]	56,57±5,42	46,1-63,5	56,98±5,43	41,7-66,8	0,773
	BFHmaxH [N]	1705,05±209,85	1339,9-2074,1	1640,89±252,17	1273,1-2238,7	0,289

Tabela 29. Średnie wartości podczas wyskoku jednoonóż u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. HVmax - maksymalna wysokość uniesienia, MOCmax - moc maksymalna, MOCwzgl - moc względna w stosunku do masy ciała.

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	HVmax [m]	0,15±0,04	0,1-0,2	0,16±0,04	0,1-0,2	0,436
	MOCmax [W]	972,5±278,25	517-1536	995,83±241,44	516-1550	0,730
	MOCwzgl [W/kg]	11,34±2,72	6,5-16,7	12,06±2,4	7,5-16,3	0,283
ROK PO ZABIEGU	HVmax [m]	0,17±0,04	0,1-0,3	0,17±0,04	0,1-0,2	0,997
	MOCmax [W]	1057,10±271,69	601-1575	1015,27±262,15	519-1536	0,546
	MOCwzgl [W/kg]	12,22±2,70	7,1-17	12,24±2,76	7,2-17,8	0,981

Tabela 32. Średnie wartości podczas wyskoku obunóż u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. HVmax - maksymalna wysokość uniesienia, MOCmax - moc maksymalna, MOCwzgl - moc względna w stosunku do masy ciała.

		6 MIESIĘCY PO ZABIEGU		ROK PO ZABIEGU		p
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	$\bar{x}_{sr} \pm SD$	min-max	
G1 (n = 30)	HVmax [m]	0,32±0,07	0,2-0,5	0,33±0,07	0,2-0,5	0,422
	MOCmax [W]	1842,33±551,8	882-3189	1943,07±553,40	1095-3455	0,140
	MOCwzgl [W/kg]	21,29±5,76	11,5-36,9	22,48±5,64	13,3-38,7	0,214
G2 (n = 30)	HVmax [m]	0,33±0,06	0,2-0,4	0,34±0,06	0,2-0,5	0,636
	MOCmax [W]	1976,4±429,65	1284-2839	1973,10±465,76	1164-2717	0,952
	MOCwzgl [W/kg]	24,09±4,77	17,4-34,8	23,76±4,79	15,7-33,3	0,604

Tabela 37. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izokinytyki w pozycji z wyprostowanym stawem kolanowym [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPIk60Kp – zginanie podszwowe z prędkością kątową 60°/s, ZgPIk120Kp – zginanie podszwowe z prędkością kątową 120°/s, ZgPIk180Kp – zginanie podszwowe z prędkością kątową 180°/s, ZgGIk60Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 60°/s, ZgGIk120Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 120°/s, ZgGIk180Kp – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 180°/s.

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	ZgPIk60Kp	68,43±18,54	41-104	69,33±14,39	45-103	0,834	1
	ZgPIk120Kp	45,80±12,44	22-69	46,93±8,88	33-69	0,686	2
	ZgPIk180Kp	37,17±9,12	19-56	37,37±6,30	27-50	0,922	1
	ZgGIk60Kp	30,47±5,97	18-41	31,37±4,73	22-39	0,520	3
	ZgGIk120Kp	22,47±4,49	12-30	23,47±3,19	18-33	0,324	4
	ZgGIk180Kp	19,50±3,04	12-26	20,40±2,49	16-27	0,214	4
ROK PO ZABIEGU	ZgPIk60Kp	75,77±18,90	46-117	73,23±14,30	47-100	0,561	3
	ZgPIk120Kp	51,33±13,08	31-85	49,00±10,07	30-69	0,442	5
	ZgPIk180Kp	39,60±10,38	24-60	38,67±7,51	24-53	0,691	2
	ZgGIk60Kp	31,80±5,99	19-46	32,13±5,06	23-47	0,817	1
	ZgGIk120Kp	23,20±4,08	14-37	24,07±3,62	18-33	0,388	4
	ZgGIk180Kp	19,77±2,90	14-30	20,00±2,32	16-26	0,732	1

Tabela 40. Średnie wartości momentów sił mięśniowych w warunkach izokinytyki w pozycji ze zgiętym do 50 stopni stawem kolanowym [Nm] u pacjentów z grupy G1 i G2 6 miesięcy i rok po zabiegu. ZgPIk60Kz – zginanie podaszowe z prędkością kątową 60°/s, ZgPIk120Kz – zginanie podaszowe z prędkością kątową 120°/s, ZgPIk180Kz – zginanie podaszowe z prędkością kątową 180°/s, ZgGIk60Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 60°/s w, ZgGIk120Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 120°/s, ZgGIk180Kz – zginanie grzbietowe z prędkością kątową 180°/s.

		G1 (n = 30)		G2 (n = 30)		p	deficyt [%]
		$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]	$\bar{x}_{sr} \pm SD$ [Nm]	min-max [Nm]		
6 MIESIĘCY PO ZABIEGU	ZgPIk60Kz	53,83±17,66	30-84	52,60±9,26	31-69	0,736	2
	ZgPIk120Kz	41,60±11,88	24-64	38,87±6,15	28-49	0,268	7
	ZgPIk180Kz	35,37±9,64	22-52	33,67±6,22	23-52	0,420	5
	ZgGIk60Kz	20,67±5,51	11-33	21,50±4,48	14-30	0,523	4
	ZgGIk120Kz	15,17±3,49	9-24	15,67±2,47	12-20	0,525	3
	ZgGIk180Kz	14,07±2,82	9-20	14,33±1,92	12-19	0,670	2
ROK PO ZABIEGU	ZgPIk60Kz	63,43±17,16	30-96	57,00±8,16	42-75	0,069	10
	ZgPIk120Kz	46,00±12,34	24-68	41,87±6,73	30-56	0,113	10
	ZgPIk180Kz	38,63±10,85	16-62	35,80±5,32	24-49	0,204	8
	ZgGIk60Kz	22,57±5,21	12-37	22,13±3,71	15-28	0,712	2
	ZgGIk120Kz	16,03±3,25	9-24	15,50±2,52	9-22	0,480	3
	ZgGIk180Kz	14,93±2,66	9-22	14,37±2,17	8-18	0,370	4

8.3. Formularz ATRS

ATRS (*Achilles Tendon Total Rupture Score*)

Ocena Pacjenta po Całkowitym Zerwaniu Ścięgna Achillesa

Data wypełnienia ankiety: ____/____/____ Data urodzenia ____/____/____

Imię i Nazwisko Pacjenta : _____

Wszystkie pytania związane są z przebyтым uszkodzeniem ścięgna Achillesa. Prosimy odpowiedzieć na każde z pytań, oceniając poziom ograniczenia/problemu, z którymi borykają się Państwo w następstwie urazu w skali od 0 do 10.

Ważne 0 = znaczne ograniczenie, 10 brak ograniczeń/objawów.

Proszę zakreślić liczbę, która na skali odzwierciedla poziom problemu/ograniczenia.

1. Czy odczuwasz problemy wynikające z osłabienia siły mięśniowej łydki/ścięgna Achillesa/stopy?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

2. Czy problem stanowi osłabienie, szybkie “męczenie się” w obrębie łydki/ścięgna Achillesa/ stopy?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

2. Czy łydka/ścięgno Achillesa/stopa jest obolała?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

4. Czy odczuwasz ból w obrębie łydki/ścięgna Achillesa/stopy?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

5. Czy masz problemy z codzienną aktywnością?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

6. Czy masz problemy z poruszaniem się po nierównym podłożu?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

7. Czy masz problemy podczas szybkiego wchodzenia po schodach lub pod górkę?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

8. Czy czujesz się ograniczony podczas aktywności, które uwzględniają bieganie?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

9. Czy problemem są podskoki, czynności wymagające skakania?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

10. Czy odczuwasz trudności podczas ciężkiej pracy fizycznej?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (brak ograniczeń)

8.4 Zgoda Komisji Bioetycznej



KOMISJA BIOETYCZNA PRZY OKRĘGOWEJ IZBIE LEKARSKIEJ W WARSZAWIE

02-512 Warszawa, ul. Puławska 18
tel.: 22 542 83 12, tel./fax.: 22 542 83 13

Uchwała Nr 30/13 **Komisji Bioetycznej** **przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Warszawie** **z dnia 24 października 2013 r.**

w sprawie wydania opinii o eksperymencie medycznym o nr rejestru KB/903/13

Na podstawie art. 29 ust.1 Ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodzie lekarza i lekarza dentystry (Dz. U. z 2008 r., Nr 136, poz. 857 z późni. zm.), §6 Rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 maja 1999 roku w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych (Dz. U. Nr 47, poz. 480) oraz ustawy z dnia 6 września 2004 – Prawo Farmaceutyczne (Dz. U. z 2008 r. nr 45, poz. 271 z późni. zm.) uchwala się co następuje:

§ 1

Komisja Bioetyczna przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Warszawie w składzie :

1. przewodniczący – dr hab. n med. Marek Czarkowski
2. z-ca – mgr farm. Elżbieta Przymus - Góralczyk
3. prof. nadzw dr hab. n. med. Stanisław Ancyparowicz
4. dr n med. Andrzej Dąbrowski
5. mec. Sławomir Lis
6. ks. prof. Stefan Kornas
7. dr n. med. Aleksander Kotlicki
8. lek. stom. Ewa Miękus-Pączek
9. dr hab. n. med. Stanisław Niemczyk
10. mgr Renata Piasecka-Krawczyk
11. dr n. med. Bożena Pietrzykowska
12. dr n med. Joanna Romejko - Jarosińska

na posiedzeniu w dniu **24.10.2013 r.** wydała **pozytywną** opinię o następującym eksperymencie medycznym:

Tytuł badania: *Wykorzystanie autologicznych mezenchymalnych komórek macierzystych w procesie regeneracji rekonstruowanego ścięgna Achillesa*

Główny badacz **lek. med. Robert Śmigielski**

Badanie będzie prowadzone w Niepubliczny Zakład Opieki Zdrowotnej „Carolina Medical Center”
prowadzony przez Sport Medica S.A., ul. Pory 78, 02-757 warszawa

§2

Komisja Bioetyczna stwierdza, że złożony wniosek zawiera kompletną dokumentację, w tym w szczególności:

1. Wniosek z dnia 10.10.2013
2. List przewodni z dnia 10.10.2013
3. Podpisany życiorys głównego badacza w języku polskim wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
4. Informacja dla Uczestnika wersja nr 1 z dnia 10.10.2013 wraz z „Listą piśmiennictwa i wykazem eksperymentów klinicznych realizowanych z wykorzystaniem przeszczepu komórek macierzystych tkanki tłuszczowej” tożsamą z Załącznikiem nr V do Protokołu Badania
5. Formularz Świadomej Zgody Uczestnika Eksperymentu Medycznego – wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
6. Wzór zgody Pacjenta na przetwarzanie danych osobowych – wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
7. Protokół badania KOMPAS, wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
8. Dodatkowe dokumenty do Protokołu:
 - Załącznik nr I – Szczegóły techniczne i organizacyjne, wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
 - Załącznik nr II – Formularz badania podmiotowego, wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
 - Załącznik nr III – Ankieta ortopedyczna, wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
 - Załącznik nr IV – Zarządzenie Prezesa Sport Medica S.A. w zakresie wdrożenia procedur regulujących stosowanie komórek macierzystych w leczeniu pacjentów CMC z dnia 02.01.2013
 - Załącznik nr V – Lista piśmiennictwa i wykaz eksperymentów klinicznych realizowanych z wykorzystaniem przeszczepu komórek macierzystych tkanki tłuszczowej, wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
 - Załącznik nr VI – Karta oceny pacjenta, wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
 - Załącznik nr VII – Karta badania uczestnika – wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
9. Formularz zgody na pobranie tkanki tłuszczowej i wykorzystanie komórek macierzystych, wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
10. Informacja o ośrodku wersja nr 1 z dnia 10.10.2013 wraz z Księgą Rejestracyjną z dnia 07.10.2013
11. Treść ulotki informacyjnej wersja nr 1 z dnia 10.10.2013
12. Potwierdzenie wyników kontroli – opinia prof. Jarosława Deszczyńskiego
13. Polisa nr 3KR8E090001
14. Promesa ubezpieczenia

(W/w dokumenty zostały wyszczególnione według informacji zawartych we wniosku złożonym przez głównego badacza)

§ 3

Skład i działanie Komisji Bioetycznej jest zgodne z Wskazówkami i Zaleceniami dla Europejskich Komisji Etycznych opracowanymi przez EFGCP, Zasadami Prawidłowego Prowadzenia Badań Klinicznych (GCP) oraz wymogami lokalnymi.

§ 4

Uchwała wchodzi w życie z dniem podjęcia *i obowiązuje w okresie trwania ważności polisy ubezpieczeniowej dołączonej do wniosku*

§ 5

Komisja Bioetyczna zobowiązuje głównego badacza do :

1. zgłoszenia wszelkich zmian i odchyżeń w protokole eksperymentu medycznego,

2. zgłoszenia wszelkich nowych informacji wiążących się z niekorzystnym wpływem na bezpieczeństwo osób biorących udział w eksperymencie oraz na jego przebieg,
3. zgłoszenia wszelkich ciężkich lub nieoczekiwanych niepożądanych działań leków (ADR) a także ciężkich zdarzeń niepożądanych (SAE)
4. informowania o decyzjach innych komisji bioetycznych,
5. sporządzania rocznych raportów z przebiegu eksperymentu (nie później niż do końca grudnia każdego roku)
6. informowania o zakończeniu eksperymentu i jego wynikach, w tym wymóg dostarczenia kopii ostatecznej wersji raportu z eksperymentu po jego zakończeniu.

Wszelka korespondencja musi być przekazywana na piśmie listem poleconym bądź za potwierdzeniem odbioru.

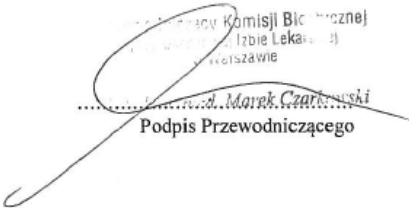
§ 6

Tekst uchwały został sporządzony w 2 jednobrzmiących egz. po jednym dla wnioskodawcy i Komisji Bioetycznej.

§ 7

Od niniejszej uchwały wnioskodawcy przysługuje odwołanie do Odwoławczej Komisji Bioetycznej przy Ministerstwie Zdrowia, za pośrednictwem Komisji Bioetycznej Okręgowej Izby Lekarskiej w Warszawie, wniesione w terminie 14 dni od jej otrzymania.

Przewodniczący Komisji Bioetycznej
Okręgowej Izby Lekarskiej
w Warszawie



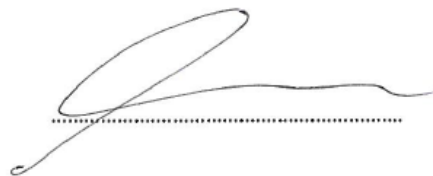
.....Marek Czartkowski
Podpis Przewodniczącego

**Podpisy członków Komisji Bioetycznej głosujących projekt KB/903/13
w dniu 24 października 2013 r.**

Główny badacz: dr Robert Śmigielski

Przewodniczący

dr hab. n. med. Marek Czarkowski
(internista, endokrynolog, kardiolog)

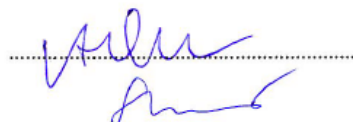


Członkowie:

mgr farm. Elżbieta Przymus - Góralczyk
(vice-Przewodnicząca, farmaceuta)



prof. nadzw. dr hab. Stanisław Ancyparowicz
(chirurg)



dr n. med. Andrzej Dąbrowski
(internista, pulmonolog, alergolog)

mec. Sławomir Lis
(radca prawny)

dr n. hum. Wanda Kamińska
(filozof)

ks. prof. Stefan Kornas
(duchowny, etyk)

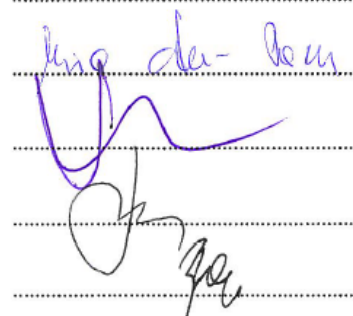


dr n. med. Aleksander Kotlicki
(internista)

prof. dr n. med. Magdalena Marczyńska
(pediatra)

lek. stom. Ewa Miękus-Pączek
(stomatolog)

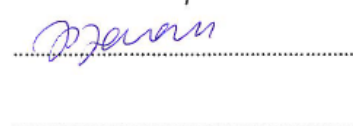
prof. Stanisław Niemczyk
(nefrolog, endokrynolog, transplantolog kliniczny)



mgr Renata Piasecka-Krawczyk
(pielęgniarka)

dr n. med. Bożena Pietrzykowska
(psychiatra)

dr n. med. Joanna Romejko - Jarosińska
(internista, onkolog kliniczny)



dr n. med. Marek Stopiński
(internista, nefrolog)