

Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich
we Wrocławiu

Rozprawa doktorska

lek. Piotr Wodziński

Zastosowanie metod rentgenometrycznych
w planowaniu endoprotezoplastyki stawu
kolanowego

Promotor:

prof. dr hab. n. med. Szymon Dragan

Wrocław 2020

*Chciałbym podziękować wszystkim tym, bez których
pomocy i wsparcia praca ta nie mogłaby powstać:*

*Panu Profesorowi Szymonowi Draganowi, promotorowi
tej pracy, za wszystkie uwagi i spostrzeżenia, czuwanie
nad rozwojem rozprawy od samego początku do tej chwili.*

*Mojej rodzinie – za wiarę we mnie
i bezwarunkowe wsparcie.*

Pracę dedykuję mojej żonie, Justynie.

Spis treści

Wykaz skrótów stosowanych w pracy	5
1. Wprowadzenie	6
2. Anatomia stawu kolanowego	8
3. Biomechanika stawu kolanowego	10
3.1. Stabilność stawu kolanowego	10
3.2. Radiometryczne wykładniki oceny biomechanicznej kończyny dolnej, rodzaje deformacji w płaszczyźnie czołowej	12
3.3. Kinematyka stawu kolanowego	24
4. Gonartroza	26
5. Leczenie gonartrozy – nieoperacyjne i operacyjne	29
5.1. Leczenie nieoperacyjne.....	29
5.2. Medycyna regeneracyjna w ortopedii	29
5.3. Osteotomie okołostawowe w leczeniu choroby zwyrodnieniowej stawów kolanowych.....	31
5.4. Endoprotezoplastyka jednoprzediałowa stawu kolanowego.....	31
6. Całkowita endoprotezoplastyka stawu kolanowego.....	33
6.1. Rodzaje endoprotez całkowitych stawu kolanowego	33
6.2. Przebieg operacji	35
6.3. Satysfakcja pacjentów z wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego	37
6.4. Powikłania endoprotezoplastyki stawu kolanowego	38
7. Znaczenie odtworzonej podczas operacji osi mechanicznej kończyny dolnej i planowanie w endoprotezoplastyce stawu kolanowego na podstawie zdjęć radiologicznych pomiarowych kończyn dolnych.....	40
7.1. Teoria mechaniczna, konstytucjonalna i anatomiczna odtwarzania osi kończyny dolnej w trakcie operacji.....	41
7.2. Metody wyznaczające linię dystalnego cięcia kości udowej i proksymalnego kości piszczelowej	43
8. Założenia i cele pracy	46
9. Materiał, metodyka i metodologia	47

10. Wyniki	52
10.1. Określenie morfotypów deformacji stawu kolanowego	52
10.2. Porównanie skuteczności metod planowania przedoperacyjnego całkowitej pierwotnej endoprotezoplastyki stawu kolanowego i wyłącznie śródoperacyjnej oceny przebiegu linii cięcia w odtwarzaniu założonej osi mechanicznej kończyny dolnej, z uwzględnieniem czynników osobniczych pacjenta – wieku, BMI.....	58
10.3. Ocena związku pomiędzy osiąganą pooperacyjnie korekcją osi mechanicznej kończyny i korekcją deformacji stawu kolanowego a satysfakcją i wynikiem funkcjonalnym pacjentów po endoprotezoplastyce całkowitej stawu kolanowego.....	61
11. Dyskusja	68
12. Wnioski.....	76
Streszczenie.....	77
Summary.....	80
Bibliografia	83
Spis tabel, wykresów i rycin.....	89
Załączniki	91

Wykaz skrótów stosowanych w pracy

- ACI – *autologous chondrocyte implantation* – autologiczny przeszczep chondrocytów
- ACL – *anterior cruciate ligament* – więzadło krzyżowe przednie
- ALL – *anterolateral ligament* – więzadło przednio-boczne
- AMIC – *autologous marix induced chondrogenesis* – chondrogeneza indukowana matrycą
- BCR-TKA – *bicruciate retaining total knee arthroplasty* – endoprotezoplastyka stawu kolanowego z pozostawieniem obu więzadeł krzyżowych
- BIOR – *biologic inlay osteochondral repair* – naprawa chrzęstno-kostna metodą plombiologicznej
- BMI – *body mass index* – wskaźnik masy ciała
- CCK – *condylar constrained knee* – endoprotezoplastyka stawu kolanowego związana kłykciowo
- CR-TKA – *cruciate retaining total knee arthroplasty* – endoprotezoplastyka stawu kolanowego z pozostawieniem więzadła krzyżowego tylnego
- DFO – *distal femoral osteotomy* – dystalna osteotomia udowa
- FMAA – *femoral mechanical-anatomical angle* – kąt różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej
- HKA – *hip-knee angle* – kąt udowo-piszczelowy
- HTO – *high tibial osteotomy* – wysoka osteotomia piszczelowa
- IM – *intramedullar* – kąt śródszpikowy
- ITB – *iliotibial band* – pasmo biodrowo-piszczelowe
- JLCA – *joint line convergence angle* – kąt konwergencji linii stawowej
- LCL – *lateral collateral ligament* – więzadło poboczne boczne
- LDFA – *lateral distal femoral angle* – kąt udowy dystalny boczny
- MACI – *matrix-induced autologous chondrocyte implantation* – autologiczny przeszczep chondrocytów indukowany macierzą
- MCL – *medial collateral ligament* – więzadło poboczne przyśrodkowe
- MPTA – *medial proximal tibial angle* – kąt piszczelowy proksymalny przyśrodkowy
- NRS – *numeric rating scale* – skala oceny numerycznej
- OXF – *Oxford scale* – skala Oxford oceny funkcjonalnej
- PCL – *posterior cruciate ligament* – więzadło krzyżowe tylne
- PJI – *periprosthetic joint infection* – okołoprotezowa infekcja stawu
- PLC – *posterolateral complex* – kompleks tylnoboczny
- PLT – *popliteus tendon* – ścięgno mięśnia podkolanowego
- POL – *posterior oblique ligament* – więzadło tylne skośne
- PRP – *platelet rich plasma* – osocze bogatopłytkowe
- PS-TKA – *posterior stabilized total knee arthroplasty* – endoprotezoplastyka stawu kolanowego z substytucją więzadła krzyżowego tylnego
- VCA – *valgus cut angle* – kąt koślawości cięcia

1. Wprowadzenie

Leczenie choroby zwyrodnieniowej stawów kolanowych jest jednym z największych wyzwań współczesnej medycyny. Szacuje się, że ok. 10% mężczyzn oraz 13% kobiet po 60. roku życia cierpi z powodu gonartrozy [1]. Starzenie się społeczeństwa, epidemia nadwagi i otyłości sprawiają, że w przyszłości problem ten może stać się jeszcze bardziej istotny.

Mianem choroby zwyrodnieniowej określa się postępujące przedwczesne zużycie tkanek tworzących staw, prowadzące do dolegliwości bólowych oraz ograniczenia jego funkcji [1]. Ograniczenie aktywności życia codziennego, obniżenie jakości życia, dolegliwości bólowe, biorąc pod uwagę częstość występowania gonartrozy, powodują, że jest to jeden z poważnych problemów socjoekonomicznych współczesnego społeczeństwa [2]. Rozwój medycyny umożliwił wprowadzenie wielu metod leczenia zmian zwyrodnieniowych, w zależności od ich stopnia nasilenia. W początkowych etapach choroby najczęściej stosuje się leczenie zachowawcze. Duże nadzieje związane są z medycyną regeneracyjną – operacjami rekonstrukcyjnymi chrząstki stawowej, rekonstrukcjami chrzęstno-kostnymi stawu kolanowego, zastosowaniem komórek macierzystych. Operacje te jednak mają zastosowanie wyłącznie w przypadku ograniczonych uszkodzeń chrząstki stawowej [3]. W zmianach zwyrodnieniowych jednego przedziału stawu skutecznym leczeniem są osteotomie okołokolanowe oraz endoprotezoplastyka jednoprzędziałowa. W zaawansowanych zmianach zwyrodnieniowych leczeniem z wyboru jest całkowita endoprotezoplastyka stawu kolanowego. Resekcja zniszczonych fragmentów stawu i zastąpienie ich sztucznym materiałem stanowi skuteczną metodę, nawet przy bardzo rozległych zmianach zwyrodnieniowych. Umożliwia odtworzenie funkcji stawu, zmniejszenie dolegliwości bólowych, przywrócenie prawidłowej osi kończyny i warunków biomechanicznych [3]. Niestety, pomimo ciągłego rozwoju technologicznego implantów, udoskonalania techniki operacyjnej 20–30% pacjentów nie jest usatysfakcjonowanych ostatecznymi wynikami zabiegu [4]. Biorąc pod uwagę fakt, że obecnie w samych Stanach Zjednoczonych rocznie wykonuje się blisko milion tego typu operacji i szacuje się, że do 2030 roku liczba ta może wzrosnąć nawet do 3,5 miliona, natomiast z danych Narodowego Funduszu Zdrowia wynika, że w Polsce rocznie wykonuje się około 30 tysięcy endoprotezoplastyk stawu kolanowego, liczba niezadowolonych pacjentów jest bardzo znacząca [5]. Z tego powodu dalsze badania

mające na celu podniesienie jakości operacji oraz satysfakcji pacjentów wydają się niezbędne.

Jednym z czynników, wymienianym jako potencjalnie mający wpływ na wyniki endoprotezoplastyki stawu kolanowego, jest odtwarzana śródoperacyjnie oś mechaniczna kończyny dolnej, determinowana wykonanymi podczas operacji dwoma cięciami kostnymi: dystalnym udowym i proksymalnym piszczelowym [6, 7].

Zaburzenie osi w płaszczyźnie czołowej i zmiana rozkładu sił działających na staw mogą prowadzić do pooperacyjnych powikłań endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Powikłania wczesne to między innymi: niestabilność stawu, ograniczenie ruchomości, dolegliwości bólowe. Wraz z upływem czasu następuje zużycie i uszkodzenie elementów protezy, ich obluzowanie i złamania okołoprotezowe. Konwencjonalna endoprotezoplastyka stawu kolanowego, zakładająca korekcję osi mechanicznej na podstawie wyłącznie śródoperacyjnych pomiarów, u 39% pacjentów prowadzi do błędnego pooperacyjnego odtworzenia osi mechanicznej kończyny [8, 9]. W związku z tym coraz częściej podnoszony jest problem niedokładności konwencjonalnej endoprotezoplastyki i konieczności wprowadzenia metod minimalizujących ryzyko błędu. Istnieją różne metody planowania przedoperacyjnego. Jedną z najbardziej dokładnych i precyzyjnych stanowi nawigacja komputerowa. Zastosowanie tej technologii ułatwia wykonanie odpowiednich cięć kości przed implantacją elementów protezy [10]. Jest to metoda kosztowna, wymagająca specjalnego sprzętu i zdecydowanie wydłużająca czas operacji. W związku z tym część autorów nie zaleca rutynowego stosowania nawigacji komputerowej podczas endoprotezoplastyki stawu kolanowego [11]. Metodą wymagającą znacznie mniejszych nakładów czasowych i finansowych, zwiększającą precyzję operacji, jest planowanie endoprotezoplastyki stawu kolanowego oparte na radiologicznych zdjęciach pomiarowych kończyn dolnych [12]. Wyznaczenie podstawowych parametrów radiologicznych umożliwia precyzyjne planowanie przebiegu linii cięć kostnych [12]. Równie ważna jest świadomość zależności pomiędzy wyjściową deformacją stawu a spodziewanymi i faktycznymi warunkami anatomicznymi zastanymi podczas zabiegu. Wyniki dotychczasowych badań wskazują na zbyt małą precyzję obecnie stosowanych konwencjonalnych metod operacji, dlatego koniecznie wydają się dalsze badania nad optymalizacją metod przedoperacyjnego planowania w endoprotezoplastyce stawu kolanowego.

2. Anatomia stawu kolanowego

Staw kolanowy jest jednym z najbardziej złożonych stawów narządu ruchu. Zaliczany jest do stawów zawiasowych. Poza ruchem zgięcia i wyprostu umożliwia również ruchy rotacyjne, w związku z czym nazywany jest stawem zawiasowym zmodyfikowanym. Posiada sześć stopni ruchu swobody i trzy osie obrotu. Jednocześnie przenosi bardzo duże obciążenia, będące często wielokrotnością masy ciała człowieka. Złożona funkcjonalność stawu kolanowego wymaga rozbudowanego aparatu stabilizującego, składającego się z elementów kostnych, łąkotec, więzadeł oraz ścięgien [13].

Struktury kostne stawu kolanowego stanowi część dalsza kości udowej, bliższa kości piszczelowej i rzepka. Na część udową składają się dwa kłykiec: przyśrodkowy i boczny. Kłykiec boczny jest szerszy, natomiast przyśrodkowy ma dłuższą powierzchnię stawową. Część bliższą kości piszczelowej – plateau – tworzą dwa kłykiec: boczny i przyśrodkowy, przedzielone dwoma guzkami międzykłykciowymi oraz dwoma polami międzykłykciowymi – miejscem przyczepu więzadeł krzyżowych i rogów łąkotec. Powierzchnia stawowa, pokryta chrząstką stawową, nie jest idealnie kongruentna. Część przyśrodkowa jest wklęsła, natomiast boczna bardziej wypukła, co wpływa na tor ruchu kłykci kości udowej po plateau kości piszczelowej. Rzepka jest częścią aparatu wyprostnego stawu kolanowego, umożliwiającą przenoszenie siły z mięśnia czworogłowego przez więzadło rzepki na guzowatość kości piszczelowej. W trakcie ruchów zginania i wyprostu przemieszcza się wzdłuż bloczka kości udowej [13, 14]. Powierzchnię stawową pokrywa chrząstka stawowa, która pod względem histologicznym określana jest jako chrząstka szklista. W zależności od lokalizacji jej grubość wynosi od 1,69 mm do 2,55 mm [15]. Głównym zadaniem chrząstki stawowej jest przenoszenie i adsorpcja obciążeń oraz funkcja poślizgowa – zmniejszanie współczynnika tarcia pomiędzy kością udową, piszczelową i rzepką. Chrząstka jest strukturą nieunaczynioną, odżywianą poprzez dyfuzję składników z płynu stawowego, głównie podczas ruchu. Brak ukrwienia uniemożliwia samoistną regenerację chrząstki stawowej [16].

Ważną częścią stawu kolanowego są łąkotki, zbudowane ze zbitych włókien kolagenowych półksiężycowate struktury, których głównym zadaniem jest zapewnianie kongruencji pomiędzy powierzchniami stawowymi kości udowej i piszczelowej. Zwiększają one powierzchnię obciążaną stawu, mają wpływ na stabilność, oraz

płynność ruchów. Łąkotka przyśrodkowa ma większy promień niż boczna, jest mocno połączona z torebką stawową, mało mobilna, przez co częściej ulega uszkodzeniom. Łąkotka boczna ma kształt bardziej okrągły i jest bardziej mobilna [17, 18].

3. Biomechanika stawu kolanowego

Obciążenia statyczne działają na staw kolanowy w płaszczyźnie czołowej wzdłuż osi mechanicznej kończyny dolnej – linii Mikulicza. Oś mechaniczna łączy środek głowy kości udowej ze środkiem stawu skokowo-goleniowego, w warunkach prawidłowych przebiega przez środek stawu kolanowego – wyniosłość międzykłykciową. W deformacjach szpotawych oś mechaniczna położona jest przyśrodkowo w stosunku do wyniosłości międzykłykciowej. Obciążenia przenoszone są w większym stopniu przez przedział przyśrodkowy niż boczny, co naraża go na rozwój zmian zwyrodnieniowych. Deformacja kośława, w której oś mechaniczna położona jest bocznie do wyniosłości międzykłykciowej, wymusza większe obciążenie przedziału bocznego stawu kolanowego [13, 14, 19, 20, 21].

3.1. Stabilność stawu kolanowego

Stabilność stawu kolanowego stanowi jeden z najważniejszych warunków prawidłowego jego funkcjonowania. Częściowo stabilność zapewniana jest przez ukształtowanie powierzchni stawowej, uzupełnionej przez łąkotki, czyli bierne stabilizatory, jednak równie istotne jest działanie więzadeł oraz mięśni. Stabilizatorami biernymi są kości, więzadła, łąkotki, a czynnymi ścięgna mięśni.

Najważniejszymi więzadłami determinującymi stabilność stawu kolanowego są:

- więzadło krzyżowe przednie (ACL – *anterior cruciate ligament*) – jest położone pomiędzy częścią wewnętrzną kłykcia bocznego kości udowej a polem międzykłykciowym przednim kości piszczelowej. Więzadło krzyżowe przednie w głównej mierze zapewnia stabilność w płaszczyźnie strzałkowej, w mniejszym stopniu płaszczyźnie czołowej i rotacyjną;
- więzadło krzyżowe tylne (PCL – *posterior cruciate ligament*) – jest położone pomiędzy częścią wewnętrzną kłykcia przyśrodkowego kości udowej a polem międzykłykciowym tylnym kości piszczelowej. Jest bardzo silnym stabilizatorem, napinającym się głównie w zgięciu stawu kolanowego, zapobiegając tylnemu przemieszczeniu kości piszczelowej;
- więzadło poboczne piszczelowe (MCL – *medial collateral ligament*) – jest to długie pasmo rozciągające się od nadkłykcia przyśrodkowego kości udowej do około

10 centymetrów poniżej linii stawu kolanowego, przeciwdziałające siłom koślawiacym;

- więzadło poboczne strzałkowe (LCL – *lateral collateral ligament*) – przyczepia się do nadkłykcia bocznego kości udowej i głowy kości strzałkowej, przeciwdziałając siłom szpotawiacym;
- więzadło przednio-boczne (ALL – *anterolateral ligament*) – jego głównym zadaniem jest wspieranie więzadła krzyżowego przedniego w zapewnianiu stabilności rotacyjnej [8, 9];
- więzadło tylne skośne (POL – *posterior oblique ligament*) – zbudowane jest z trzech odnóg, ma za zadanie przeciwdziałać siłom rotacyjnym oraz koślawiacym.

Wewnątrzstawowo znajdują się więzadła międzyłokotkowe, łokotkowo-udowe tylne (Wrisberga) oraz przednie (Humphreya) [13, 14, 20, 21].

Silnym stabilizatorem w płaszczyźnie strzałkowej jest aparat wyprostny – ścięgno mięśnia czworogłowego oraz więzadło rzepki. Do tyłu od więzadła krzyżowego tylnego leży tylna torebka stawowa, która napina się głównie podczas wyprostowania stawu kolanowego. Struktury znajdujące się po stronie przysrodkowej mają głównie za zadanie przeciwdziałać siłom koślawiacym. Kluczowe jest tutaj więzadło poboczne piszczelowe, którego część przednia napięta jest głównie w zgięciu stawu kolanowego, a część tylna w wyproście. Do tyłu od więzadła pobocznego piszczelowego leży więzadło tylne skośne. Dodatkowo po stronie tej znajdują się mięśnie kulszowo-goleniowe (smukły, półbłoniasty i półścięgnisty). Stronę boczną stawu kolanowego od przodu wzmacnia występujące u 83–100% ludzi więzadło przednio-boczne [20]. Opisane po raz pierwszy w 1879 roku przez Segonda, wspiera więzadło krzyżowe przednie w stabilizacji w płaszczyźnie strzałkowej oraz rotacyjnie [21].

Pasma biodrowo-piszczelowe (ITB – *iliotibial band*) jest bardzo silnym stabilizatorem przeciwdziałającym szpotawieniu stawu kolanowego, z przyczepem końcowym w obrębie guzka Gerdy’ego. Działanie pasma biodrowo-piszczelowego wiąże się z wyprostem, odwodzeniem i zewnętrzną rotacją w stawie biodrowym. Podczas wyprostowania znajduje się do przodu od kłykcia bocznego kości udowej, a od 30 stopni zgięcia przesuwa się do tyłu [22].

W tylnej części bocznej mieści się kompleks tylnoboczny (PLC – *posterolateral complex*), zbudowany z więzadła pobocznego strzałkowego, ścięgna mięśnia podkolanowego (PLT – *popliteus tendon*), więzadła podkolanowo-strzałkowego

oraz więzadła łukowatego. Ma on kluczowe znaczenie dla stabilności stawu kolanowego – w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej i rotacyjnej [23, 24].

Podsumowanie dotyczące kierunków działania poszczególnych stabilizatorów stawu kolanowego zawarto w tabeli 1.

Tab. 1. Podsumowanie kierunków działania poszczególnych stabilizatorów stawu kolanowego

Płaszczyzna	ACL	PCL	MCL/LCL	ALL	POL	PLC	ITB
Strzałkowa	silny	silny		tak		tak	
Czołowa	tak	tak	tak		tak	tak	tak
Rotacyjnie	tak	tak		tak	tak	tak	

Źródło: Opracowanie na podstawie [25].

3.2. Radiometryczne wykładniki oceny biomechanicznej kończyny dolnej, rodzaje deformacji w płaszczyźnie czołowej

Zdjęcie radiologiczne pomiarowe kończyn dolnych (ryc. 1) umożliwia wyznaczenie podstawowych parametrów radiometrycznych i określenie typu deformacji kończyny dolnej oraz stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej. Do głównych parametrów należą:

- oś mechaniczna kończyny dolnej – zwana również linią Mikulicza, łączy środek głowy kości udowej ze środkiem stawu skokowego. Jest jednocześnie kierunkiem działania sił ciężaru ciała. W warunkach prawidłowych przechodzi przez środek wyniosłości międzykłykciowej, co umożliwia równomierny rozkład obciążeń pomiędzy przedziałami stawu kolanowego. Wyznaczenie osi mechanicznej umożliwia stwierdzenie, czy staw kolanowy ma oś neutralną, czy jest szpotawy lub koślawy (ryc. 2). Na podstawie linii Mikulicza na zdjęciu rentgenowskim pomiarowym kończyn dolnych możliwe jest wyznaczenie również procentu przesunięcia osi mechanicznej. Określa on miejsce, w którym na staw działają największe siły obciążenia (ryc. 3);
- oś anatomiczna kończyny dolnej – wyznaczana jest przez długie osi kości udowej oraz kości piszczelowej. Łączy szczyt krętarza większego kości udowej ze środkiem stawu skokowego (ryc. 4). Oś mechaniczna i anatomiczna kości piszczelowej praktycznie pokrywają się ze sobą. Różnica wynika z anatomii kości udowej. Oś mechaniczna kości udowej (łącząca środek głowy kości udowej ze środkiem stawu kolanowego) nie pokrywa się z osią anatomiczną kości udowej (łącząca środek

krętarza większego kości udowej ze środkiem stawu kolanowego). Kąt pomiędzy tymi osiami zwany jest kątem różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) (ryc. 5) [26];

- LDFA – kąt udowy dystalny boczny – zawarty jest pomiędzy osią mechaniczną kości udowej a linią powierzchni stawowej kłykci kości udowej. Prawidłowo wynosi 87–90 stopni. Wartości większe świadczą o szpotawej deformacji, a mniejsze o koślawej (ryc. 6) [13, 26, 27];
- MPTA – proksymalny przyśrodkowy kąt piszczelowy – zawarty jest pomiędzy osią mechaniczną kości piszczelowej a linią powierzchni stawowej kości piszczelowej (ryc. 7). Prawidłowo wynosi pomiędzy 87–90 stopni, wartość mniejsza świadczy o zaburzeniu szpotawym, a większa o koślawym [13, 26, 27];
- JLCA – kąt konwergencji linii stawowej – zawarty jest pomiędzy liniami powierzchni stawowej kości udowej i piszczelowej (ryc. 8). W warunkach prawidłowych kąt wynosi 0 stopni. Wraz ze wzrostem deformacji śródstawowej wartość kąta zwiększa się [13, 26, 27];
- HKA – kąt pomiędzy osią mechaniczną kości udowej i piszczelowej – umożliwia ocenę wartości bezwzględnej deformacji w płaszczyźnie czołowej (ryc. 9) [13, 26].

Rodzaje deformacji kończyny dolnej i stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej w zależności od parametrów rentgenometrycznych

Analiza parametrów rentgenometrycznych umożliwia precyzyjne określenie składowych deformacji stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej (tab. 2):

1. Deformacje wewnątrzstawowe osi stawu kolanowego cechują się wartościami kątów MPTA i LDFA zbliżonymi do prawidłowych, a zaburzenie osi kończyny wynika głównie ze zmiany stosunku grubości chrząstki stawowej pomiędzy przedziałem przyśrodkowym i bocznym. W takich przypadkach kąt JLCA jest zwiększony proporcjonalnie do ubytku chrząstki w danym przedziale stawu kolanowego.
2. Deformacje pozastawowe, zwłaszcza w początkowych etapach choroby, cechują się zaburzeniem kątów LDFA lub MPTA, przy prawidłowej wartości kąta JLCA. Zaburzenie osi stawu kolanowego powoduje zmianę przebiegu osi mechanicznej, a więc kierunku działania sił. Powoduje to zmianę rozkładu obciążeń pomiędzy przedziałem przyśrodkowym i bocznym. W deformacji szpotawej bardziej

obciążany jest przedział przyśrodkowy, natomiast w deformacji koślawej przedział boczny.

3. Deformacje mieszane – występują najczęściej na zaawansowanych etapach gonartrozy. Wynikające z pozastawowej deformacji zaburzenie rozkładu sił pomiędzy przedziałami prowadzi do postępującego ubytku chrząstki stawowej, a więc deformacji wewnątrzstawowej. Również w przypadkach pierwotnej deformacji wewnątrzstawowej ubytek chrząstki stawowej prowadzi do nadmiernego obciążania podchrzęstnej warstwy kości, co w konsekwencji prowadzi do deformacji elementów kostnych i powstania deformacji pozastawowej.

Tab. 2. Typy deformacji kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej

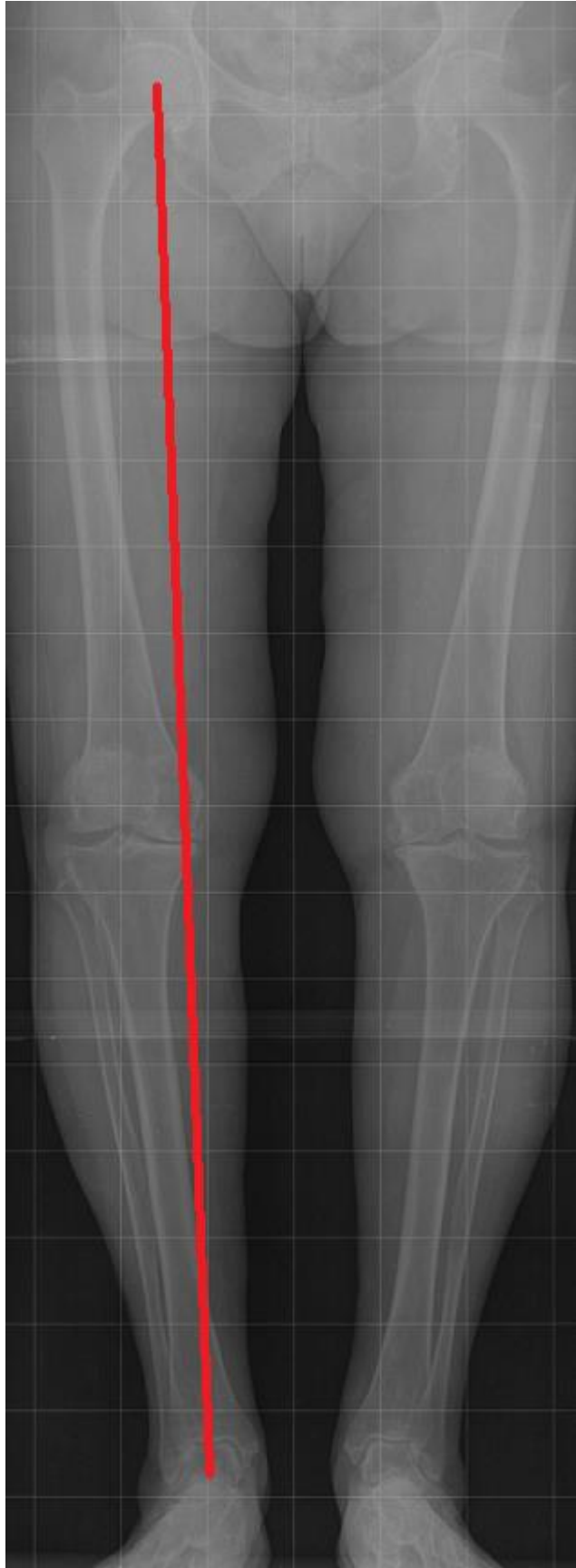
Typ deformacji	MPTA	LDFA	JLCA
Wewnątrzstawowa	prawidłowy	prawidłowy	nieprawidłowy
Zewnątrzstawowa	nieprawidłowy	nieprawidłowy	prawidłowy
Mieszana	nieprawidłowy	nieprawidłowy	nieprawidłowy

Źródło: Opracowanie na podstawie [25].

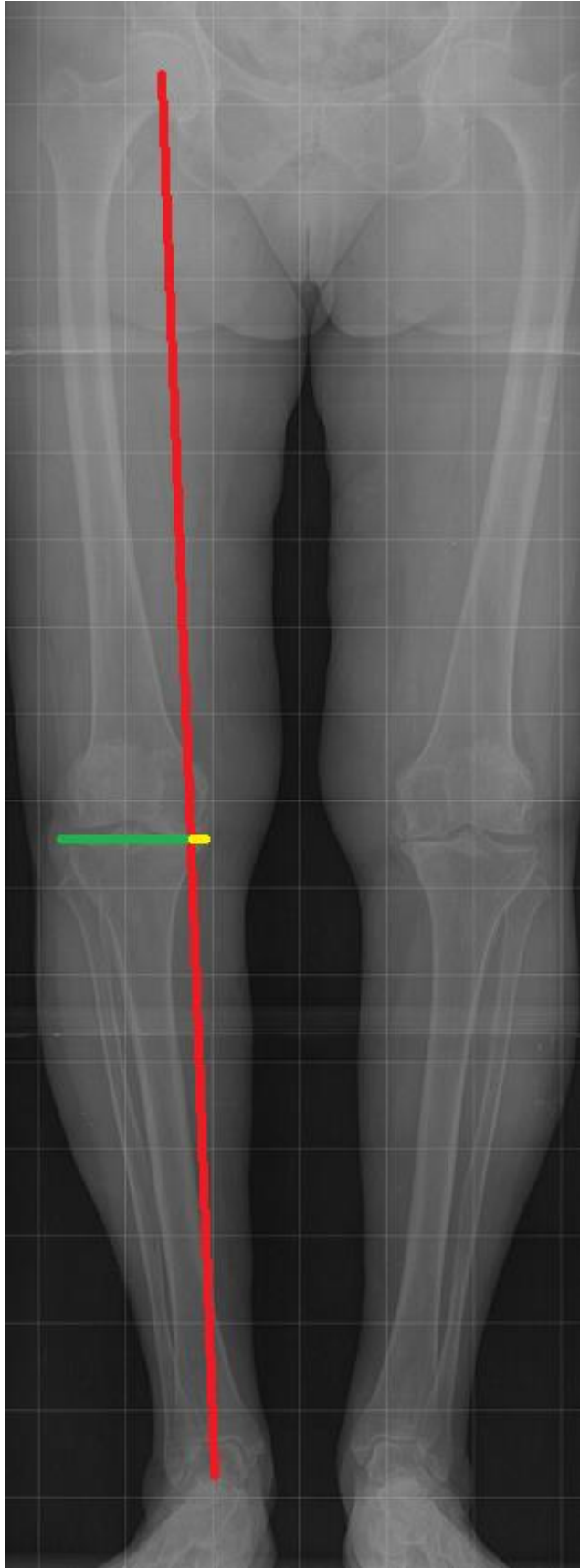


Ryc. 1. Zdjęcie radiologiczne pomiarowe kończyn dolnych

Źródło: Materiał własny.



Ryc. 2. Oś mechaniczna kończyny dolnej – linia Mikulicza, szpotawe zaburzenie osi mechanicznej
Źródło: Materiał własny.



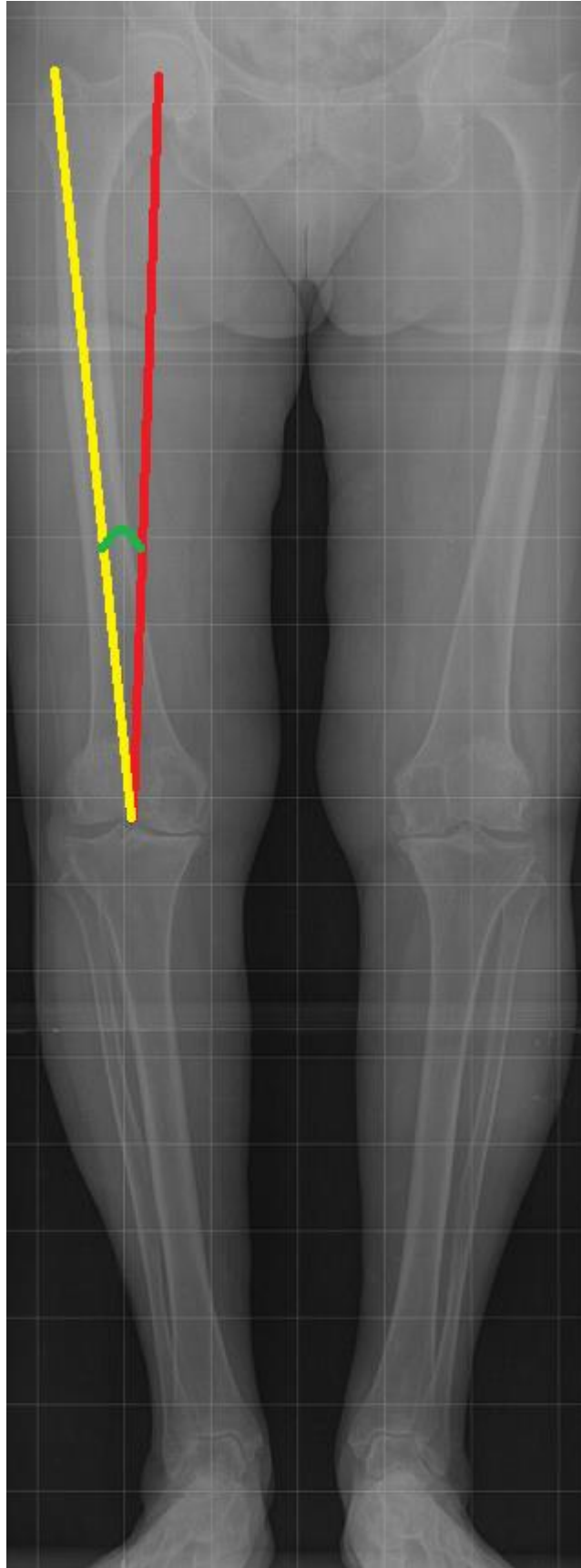
Ryc. 3. Wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej, procent przesunięcia osi mechanicznej = 8,5%

Źródło: Materiał własny.



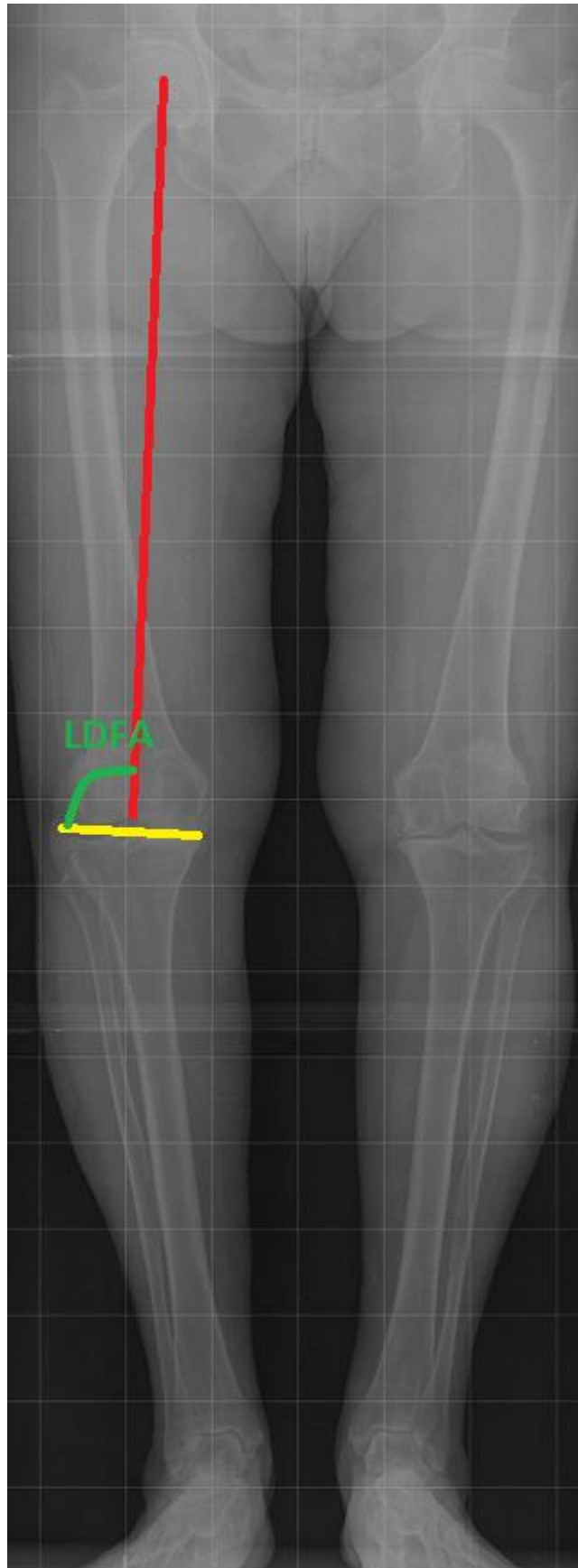
Ryc. 4. Oś anatomiczna kończyny dolnej

Źródło: Materiał własny.



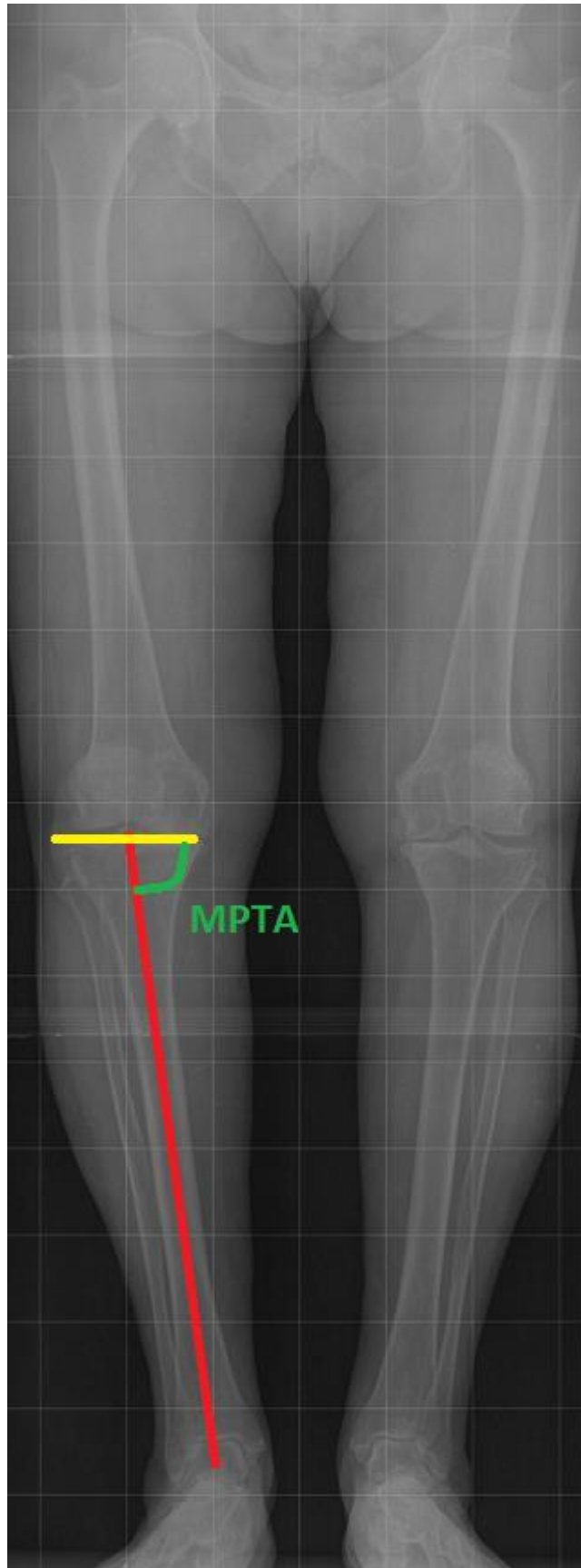
Ryc. 5. Kąt różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA),
wartość = 6 stopni

Źródło: Materiał własny.



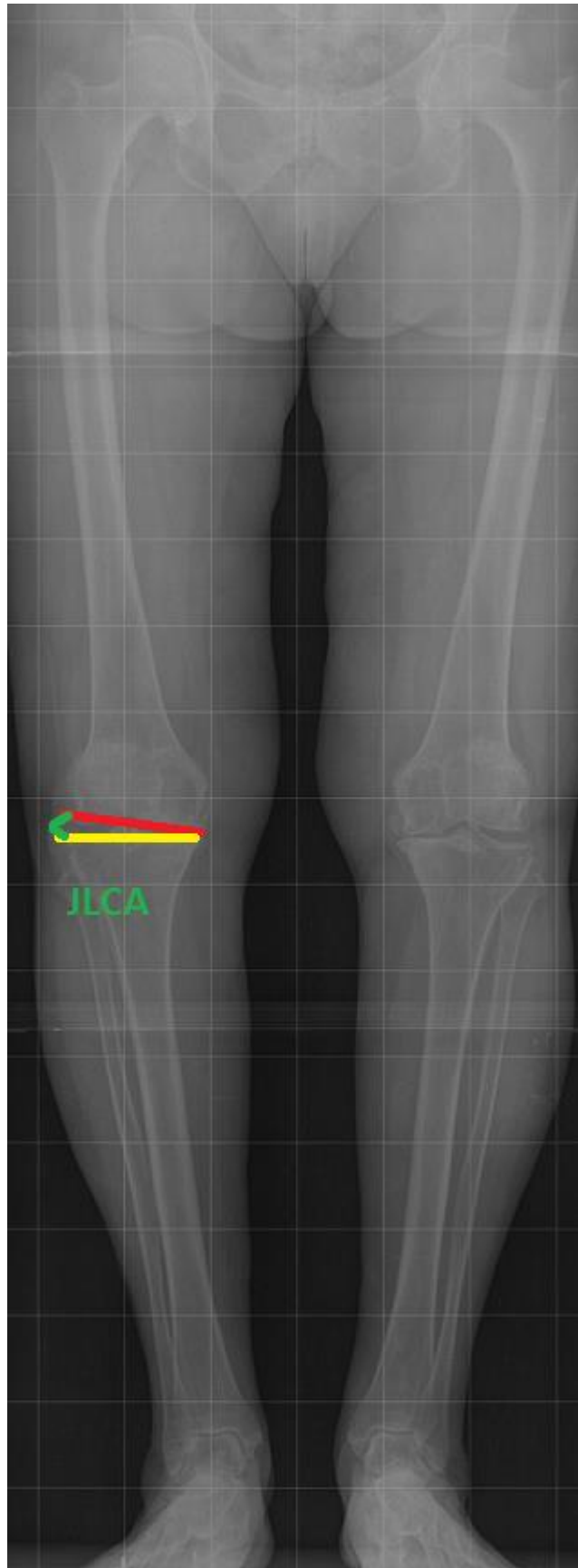
Ryc. 6. Kąt udowy dystalny boczny (LDFA), wartość = 90 stopni

Źródło: Materiał własny.



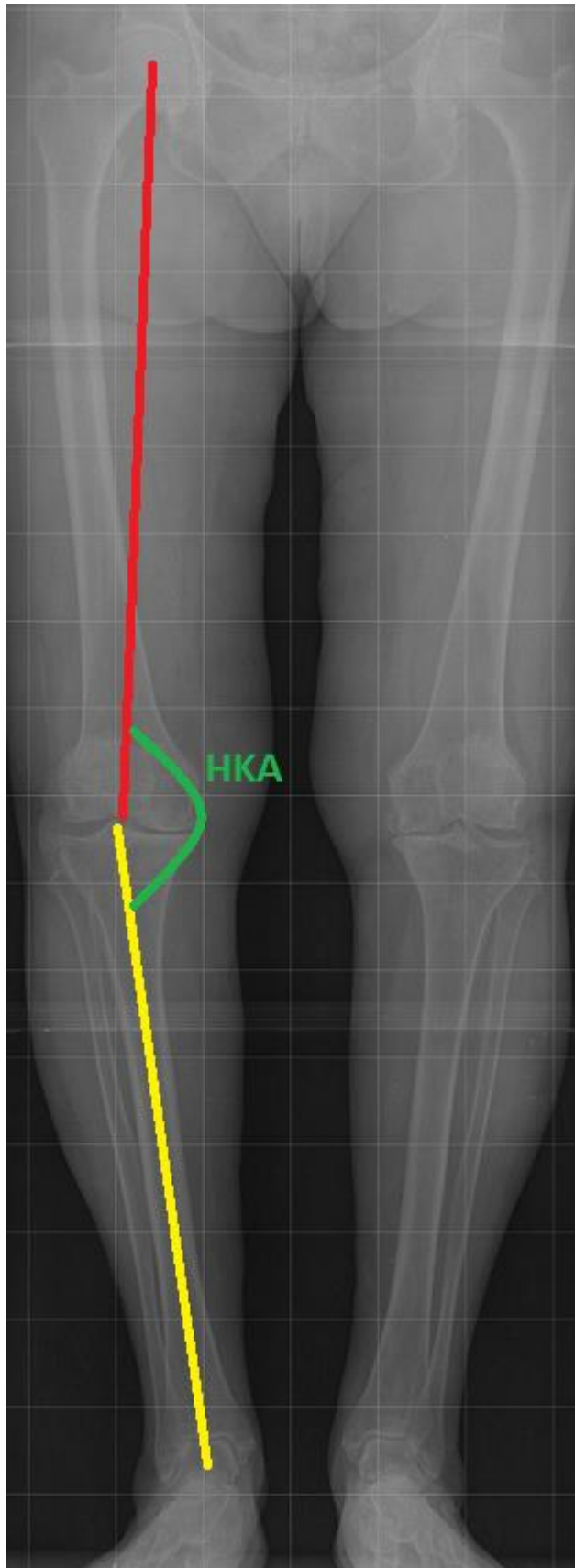
Ryc. 7. Kąt proksymalny piszczelowy przyśrodkowy (MPTA), wartość = 83 stopnie

Źródło: Materiał własny.



Ryc. 8. Kąt konwergencji linii stawowej (JLCA), wartość = 3 stopnie

Źródło: Materiał własny.



Ryc. 9. Kąt pomiędzy osią mechaniczną kości udowej i kości piszczelowej (HKA), wartość = 9 stopni

Źródło: Materiał własny.

3.3. Kinematyka stawu kolanowego

Staw kolanowy jest stawem zawiasowym zmodyfikowanym, posiada trzy osie obrotu i sześć stopni swobody ruchu. Prawidłowym zakresem ruchów stawu kolanowego są wyprost (od 0 do -10 stopni) i zgięcie (około 130–160 stopni), dodatkowo w zgięciu możliwe są ruchy rotacyjne wynoszące około 25 stopni. Zakres zgięcia do około 120 stopni jest ruchem aktywnym, pod stałą kontrolą mięśniową. Końcowy zakres ruchu (od około 120 stopni do około 160 stopni zgięcia) jest ruchem częściowo pasywnym, wymagającym zazwyczaj dodatkowej siły zewnętrznej. Podczas wyprostowania ruchy rotacyjne nie są możliwe. Kształt kłykci kości udowej oraz plateau kości piszczelowej determinuje złożony ruch tocząco-ślizgowy, który powstaje podczas zginania stawu kolanowego.

W wyproście występuje mechanizm zaryglowania kolana, tak zwany mechanizm Puttiego – *screw home mechanism*, co umożliwia uzyskanie najbardziej stabilnej pozycji. Kłykiec przyśrodkowy, posiadający większą krzywiznę i głębokość, względnie pozostaje w tym samym miejscu podczas ruchów, z powodu większej kongruencji pomiędzy jego zaokrągloną powierzchnią stawową i wklęsłą powierzchnią plateau kości piszczelowej. Kłykiec boczny, mniejszy, ma dużą różnicę promienia, jego centrum rotacji jest oddalone w części dalszej i tylnej. W związku z tym znacznie bardziej zaznaczona zostaje faza toczenia tego kłykcia. W ostatniej fazie wyprostowania występuje rotacja wewnętrzna uda względem piszczeli (przetoczenie kłykcia bocznego kości udowej do przodu). Napięte są struktury więzadłowe – ACL, MCL i LCL, oraz tylna torba stawowa. Pozycja zaryglowana jest najbardziej stabilną pozycją stawu kolanowego.

W trakcie zgięcia rozluźnia się LCL, przy pozostającym w napięciu MCL. Następują po sobie trzy fazy ruchu: toczenia, ślizgania i rotacji. Kłykcie kości udowej początkowo przetaczają się po plateau kości piszczelowej, co zapewnia stabilność. Następnie, stopniowo przechodząc w ruch ślizgowy, zwiększają zakres możliwego zgięcia oraz rotacji. Znacznie dłuższy ruch ślizgowy wykonuje kłykiec boczny, jego środek obrotu w zgięciu znajduje się do tyłu w stosunku do kłykcia przyśrodkowego, co powoduje rotację zewnętrzną. Złożony ruch, jaki wykonują kłykcie kości udowej w stosunku do plateau kości piszczelowej, zwany jest *posterior rollback*. Ma on wpływ na wszystkie aspekty kinematyki stawu kolanowego, również na staw rzepkowo-udowy. Rotacja zewnętrzna kości udowej występuje w dużej mierze w pierwszych 15 stopniach

zgięcia. Jest to moment, w którym rzepka dochodzi do bruzdy bloczka. Zbyt mała rotacja zewnętrzna prowadzić może do bocznego przyparcia lub przemieszczenia rzepki [14, 28].

4. Gonartroza

Gonartroza to choroba zwyrodnieniowa stawów kolanowych. Jest to przedwczesne zużycie tkanek tworzących staw, które w konsekwencji prowadzi do stopniowego ograniczania jego funkcji i rozwoju zespołu objawów klinicznych oraz zaburzenia funkcji całej kończyny [29].

Gonartroza jest jednym z najczęstszych przewlekłych problemów medycznych w obecnych czasach. Dotyczy 10% mężczyzn i 13% kobiet po 60. roku życia. Wśród 100 tysięcy osób każdego roku u około 240 rozpoznana zostaje choroba zwyrodnieniowa stawów kolanowych [1].

Ze względu na etiologię gonartrozę dzieli się na pierwotną i wtórną. W przypadkach częstszej, pierwotnej, nie jest możliwe wskazanie konkretnego czynnika, który doprowadził do rozwoju zmian zwyrodnieniowych. Sprzyjać może mu natomiast: otyłość, wiek, płeć żeńska, współistnienie zespołu metabolicznego, praca w wymuszonych pozycjach lub częste aktywności związane z nadmiernym obciążeniem stawu. Drugą grupą są gonartrozy wtórne, w których możliwe jest ścisłe powiązanie występowania konkretnego czynnika, grupy czynników lub patologii z powstaniem zmian zwyrodnieniowych. Zalicza się do nich:

- zmiany pourazowe;
- zmiany pozapalne;
- zmiany wrodzone;
- zmiany metaboliczne;
- zmiany związane z chorobami nowotworowymi;
- zaburzenia metabolizmu chrząstki stawowej.

Wspólnym czynnikiem tych zmian jest stopniowa lub nagła degeneracja struktur tworzących staw kolanowy, a w konsekwencji rozwój zmian zwyrodnieniowych. Najczęściej dotyczą one przedziału przyśrodkowego stawu kolanowego (80%), jednak wraz z postępem choroby również przedział boczny zostaje uszkodzony [1, 29, 30].

Patofizjologia

Patofizjologia choroby zwyrodnieniowej jest złożona i wieloczynnikowa, dotyczy wszystkich tkanek tworzących staw. Podstawą gonartrozy jest stopniowe, postępujące uszkodzenie chrząstki stawowej. Poszczególne etapy tego procesu określa klasyfikacja ICRS (International Cartilage Regeneration Society):

- stopień I – zwiększa się objętość wody wewnątrz chrząstki – ulega ona obrzękowi. Zachowana pozostaje jej ciągłość, zmiany zachodzą głównie na poziomie komórkowym. Zaburzeniu ulega struktura kolagenowa, zmniejsza się ilość proteoglikanów;
- stopień II i III – postępujące uszkodzenie warstwy chrząstki stawowej;
- stopień IV – całkowite odsłonięcie warstwy podchrzęstnej kości. Brak unaczynienia chrząstki stawowej uniemożliwia jej samoistną regenerację po uszkodzeniu [30, 31].

Uszkodzenie chrząstki stawowej prowadzi do zwiększenia obciążeń działających na warstwę podchrzęstną kości. Stopniowy wzrost sił działających na tkankę kostną sprawia, że ulega ona przebudowie zgodnie z prawem Delpecha–Wolffa. We wczesnych etapach dochodzi do sklerotyzacji warstwy podchrzęstnej kości. Następnie pojawiają się osteofity, będące patologicznymi tworami kostnymi. Na późnym etapie dochodzi do formowania torbieli podchrzęstnych. Do przestrzeni powstałych na skutek zaburzenia przebudowy struktury beleczkowatej warstwy podchrzęstnej kości włączany jest płyn stawowy, następnie ulegający otorbieniu – powstają torbiele warstwy podchrzęstnej [29, 30].

W przeciwieństwie do zmian urazowych uszkodzenia łąkotec na tle zwyrodnienia zazwyczaj są uszkodzeniami postępującymi przewlekle. Stopniowo ulegają progresji, tworząc złożoną, wielopłaszczyznową degenerację. Dotyczą najczęściej rogu tylnego łąkotki oraz jej trzonu [18]. Badania Roosa wykazały, że degeneracyjne uszkodzenie łąkotki jest czynnikiem ryzyka progresji zwyrodnienia chrząstki stawowej [17].

Częstą lokalizacją formowania się osteofitów jest dół międzykłykciowy. Podczas ruchów zgięcia i prostowania stawu kolanowego dochodzi do konfliktu pomiędzy osteofitami a więzadłem krzyżowym przednim. Konflikt ten predysponuje do powstania zwyrodnienia śluzowatego i postępującego degeneracyjnego uszkodzenia więzadeł, a w konsekwencji do ich niewydolności i niestabilności stawu kolanowego. Niestabilność, zwłaszcza współistniejąca z innymi uszkodzeniami stawu kolanowego, jest czynnikiem predysponującym do rozwoju zmian zwyrodnieniowych [32].

Zaburzenie osi stawu kolanowego wpływa na funkcję więzadeł stabilizujących w płaszczyźnie czołowej. W deformacji szpotawej zwiększa się napięcie więzadeł po stronie przyśrodkowej – więzadła pobocznego piszczelowego, więzadła podkolanowego skośnego, natomiast stabilizatory boczne: więzadło poboczne strzałkowe, ścięgno

mięśnia podkolanowego, tracą napięcie. Więzadłem, które stosunkowo późno ulega zmianom degeneracyjnym, jest więzadło krzyżowe tylne [32].

Zmiany zwyrodnieniowe, a szczególnie deformacja stawu kolanowego, wpływają na sąsiednie stawy: biodrowy, skokowy, stawy kręgosłupa, prowadząc do zaburzenia ich funkcji jako łańcuch kinematyczny.

Objawy

Charakterystyczną cechą zmian zwyrodnieniowych jest stopniowe, zazwyczaj długotrwałe narastanie dolegliwości. Choroba często ma przebieg wieloletni, narastający w czasie. Badania Teirlincka wykazały, że bez skutecznego leczenia choroba ma tendencję do postępu, prowadząc nawet do kalectwa [33].

Pierwszym objawem gonartrozy są dolegliwości bólowe o narastającym stopniu nasilenia, znacznie obniżające jakość życia chorego oraz jego aktywność [1, 29].

Wraz z rozwojem zmian zwyrodnieniowych dochodzi do zmniejszenia zakresu ruchu stawu kolanowego. Stopniowo maleje zakres zgięcia, w późniejszych etapach również zakres wyprosty. Przykurcz zgięciowo-wyprostny prowadzi do skrócenia względnej długości kończyny i upośledzenia wykonywania aktywności codziennych.

Zaburzenia napięcia zwyrodniałych tkanek miękkich, osłabienie siły mięśniowej, deformacje tkanki kostnej prowadzą do narastającego zniekształcenia osi kończyny dolnej. W konsekwencji dochodzi do postępującego pogorszenia funkcji i dolegliwości ze strony stawów sąsiednich.

5. Leczenie gonartrozy – nieoperacyjne i operacyjne

Leczenie gonartrozy zależne jest od stopnia nasilenia zmian zwyrodnieniowych [25].

5.1. Leczenie nieoperacyjne

Leczenie nieoperacyjne polega na skutecznym leczeniu zachowawczym mającym na celu przywrócenie całkowicie prawidłowych warunków w stawie kolanowym. Jest to możliwe wyłącznie na bardzo wczesnych etapach choroby, według klasyfikacji ICRS (International Cartilage Repair Society) określanym jako stopień I [31]. Wdrożenie skutecznego leczenia zachowawczego umożliwi przywrócenie prawidłowej funkcji. Na dalszych etapach choroby leczenie zachowawcze ma charakter głównie objawowy, chociaż w wielu przypadkach jest dla pacjenta subiektywnie całkowicie wystarczające. Do metod leczenia nieoperacyjnego stosowanych w leczeniu choroby zwyrodnieniowej należą między innymi [3, 34, 35, 36]:

- rehabilitacja;
- leczenie przeciwbólowe;
- farmakoterapia doustna w chorobie zwyrodnieniowej – SYSADOA (*symptomatic slow-acting drugs in osteoarthritis*);
- iniekcje dostawowe glikokortykosteroidów;
- iniekcje dostawowe kwasu hialuronowego.

5.2. Medycyna regeneracyjna w ortopedii

Jest to obecnie jedna z najszybciej rozwijających się dziedzin ortopedii, z którą związane są ogromne nadzieje. Jej ideę stanowi odtworzenie prawidłowej funkcji i struktury stawu pacjenta, zwłaszcza chrząstki stawowej, bez konieczności implantacji sztucznych elementów zastępujących jego części [3, 34]. Do metod medycyny regeneracyjnej stosowanych w leczeniu gonartrozy zaliczane są:

- terapia autologicznym osoczem bogatopłytkowym (PRP) – polegająca na wprowadzeniu do stawu, najczęściej za pomocą iniekcji, preparatu o stężeniu płytek krwi, według definicji Marxa [37] 1 milion w mikrolitrze. Dokładny mechanizm działania PRP oraz efekty wciąż stanowią przedmiot licznych badań [35, 36, 38];
- mikroślamania – operacja po raz pierwszy wykonana i opisana przez J.R. Steadmana, w latach 80. ubiegłego wieku, polega na wykonaniu niewielkich

uszkodzeń warstwy podchrzęstnej, a w konsekwencji krwawienia i napływu komórek wielopotencjalnych w miejsce uszkodzenia chrzęstnego [39]. Wyniki badań nie są jednoznaczne, jednak potwierdzają pozytywne efekty stosowania tej metody [39, 40, 41]. Histologicznie powstająca w miejscu uszkodzenia tkanka nie jest prawidłową chrząstką szklistą, lecz tkanką włóknisto-chrzęstną, o nieco gorszych właściwościach [41]. Jednym z ważnych i często opisywanych powikłań mikrozlamań są powstające bolesne torbiele podchrzęstne [42];

- autologiczne przeszczepy chrzęstno-kostne – zwane również mozaikoplastyką, polegają na przeszczepie autologicznych chrzęstno-kostnych cylindrycznych bloczków z nieobciążonej okolicy stawu kolanowego w miejsce uszkodzenia. Główny problem stanowi rozmiar uszkodzenia możliwy do zaopatrzenia z powodu ograniczonej liczby uzyskiwanych przeszczepów [43]. Możliwe jest również zastosowanie przeszczepów allogenicznych. Za niewątpliwą zaletę należy uznać brak ograniczeń odnośnie do rozmiaru uszkodzenia, jednak jest to metoda zdecydowanie droższa. Wątpliwości budzi również zdolność przeżycia chondrocytów poza organizmem przez dłuższy czas. Wyniki badań potwierdzają skuteczność obu metod w rekonstrukcjach ubytków chrzęstno-kostnych [44];
- autologiczny przeszczep chondrocytów (ACI) – to jedna z zaawansowanych metod rekonstrukcji chrząstki stawowej. Po raz pierwszy, w 1987 roku w Göteborgu, wykonał ją Lars Peterson, a następnie, w 1994 roku, opisał pierwsze efekty leczenia [45, 46]. Nową generację autologicznego przeszczepu chondrocytów stanowi przeszczep indukowany macierzą (MACI). Technika operacji zakłada użycie trójwymiarowego rusztowania – membrany, na które nanoszone są chondrocyty i w takiej postaci implantowane w miejscu ubytku [47]. Metoda jest przedmiotem badań porównujących efekty z innymi operacjami rekonstrukcyjnymi [48, 49]. Według Andriolo wciąż około 15% operacji tego typu kończy się niepowodzeniem. Dzieje się tak na skutek delaminacji oraz artrofibrozy [50];
- chondrogenesa indukowana matrycą (AMIC) – jest to metoda rekonstrukcji chrząstki stawowej zakładająca indukcję procesów regeneracyjnych przez połączenie stymulacji warstwy podchrzęstnej kości z indukcją matrycą. Badania Schiavonego potwierdziły skuteczność metody w krótkim i średnim okresie obserwacji, natomiast brak jest dobrej jakości badań oceniających długotrwały efekt [51]. Modyfikacją opisaną przez Pionka jest artroskopowa implantacja matrycy, bez konieczności wykonywania artrotomii [52]. Inną modyfikacją jest metoda

naprawy chrzęstno-kostnej z użyciem biologicznej plomby (BIOR). Wykonywana jest, gdy warstwa podchrzęstna okazuje się w znaczącym stopniu uszkodzona [53].

5.3. Osteotomie okołostawowe w leczeniu choroby zwyrodnieniowej stawów kolanowych

Zaburzenie osi kończyny jest zarówno czynnikiem ryzyka prowadzącym do rozwoju gonartrozy, jak i jej objawem [54]. Powoduje ono zmianę rozkładu sił, zmniejszenie pola kontaktu powierzchni stawowych, co w konsekwencji prowadzi do rozwoju zmian zwyrodnieniowych [55].

Celem osteotomii okołostawowej jest przywrócenie prawidłowej osi mechanicznej operowanej kończyny. Ze względu na lokalizację osteotomie okołokolanowe dzieli się na: dystalne osteotomie udowe (DFO) i proksymalne osteotomie piszczelowe, zwane wysokimi (HTO). Ze względu na typ operacji osteotomie klasyfikuje się jako otwierające i zamykające. Efektem osteotomii może być szpotawienie – osteotomia waryzująca lub koślawienie – osteotomia walgzująca [25]. Celem wysokiej osteotomii piszczelowej (HTO) jest odciążenie przyśrodkowego przedziału stawu kolanowego i przesunięcie rozkładu obciążeń w kierunku bocznym. Wskazanie do operacji stanowi młody wiek (<50. roku życia) u osób aktywnych, z zajęтым wyłącznie przedziałem przyśrodkowym ze znaczną komponentą pozastawową deformacji. Przeciwwskazaniem jest zapalne podłoże zmian zwyrodnieniowych stawu kolanowego, znaczna jego niestabilność lub ograniczenie ruchomości oraz otyłość pacjenta.

5.4. Endoprotezoplastyka jednoprzędziałowa stawu kolanowego

Celem endoprotezoplastyki jednoprzędziałowej stawu kolanowego jest zastąpienie zniszczonych w przebiegu choroby zwyrodnieniowej tkanek jednego przedziału implantem. Wskazaniami do tego typu operacji są: gonartroza ograniczona do jednego przedziału (zazwyczaj przyśrodkowego), bez dolegliwości i cech uszkodzenia drugiego przedziału. W przeciwieństwie do osteotomii stosowana jest głównie u pacjentów starszych (powyżej 60. roku życia) [25]. Przeciwwskazaniami do operacji są: niestabilność więzadłowa stawu kolanowego, deformacja osi w płaszczyźnie czołowej przekraczająca 15 stopni, nieulegająca korekcji, przykurcz zgięciowy większy niż 5 stopni i zakres ruchu mniejszy niż 90 stopni [56]. Według

Forana okres przeżywalności 93% wszczepionych endoprotez jednoprzediałowych przekracza 15 lat, a 90% – 20 lat [57].

Von Keudell w badaniu porównującym satysfakcję pacjentów po endoprotezoplastyce całkowitej i jednoprzediałowej stwierdził, że w grupie pacjentów poniżej 65. roku życia lepsze wyniki osiąga grupa po endoprotezoplastyce jednoprzediałowej, a w grupie powyżej 65. roku życia pacjenci po endoprotezoplastyce całkowitej [58].

6. Całkowita endoprotezoplastyka stawu kolanowego

Idea zastąpienia zniszczonych w przebiegu gonartrozy tkanek stawu kolanowego w sposób umożliwiający jego funkcjonowanie towarzyszyła medycynie od wieków. W 1863 roku pierwsze udokumentowane próby podjął dr Verneil, wykonując artroplastykę interpozycyjną. Umieścił on, podczas operacji, pomiędzy powierzchniami stawowymi kolana warstwę tkanek allogenicznych, między innymi skórę i powięź. Wyniki kliniczne tej operacji nie spełniły pokładanych w niej nadziei, otworzyły jednak drogę kolejnym próbom. W 1973 roku Insall opracował i zastosował endoprotezę kłykciową, która rozpoczęła erę całkowitej endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Postępujący rozwój technologiczny implantów umożliwił skuteczne leczenie nawet w skrajnie trudnych warunkach.

Celem endoprotezoplastyki jest odtworzenie bezbólowej funkcji stawu, stabilności i zbliżonej do natywnej kinematyki. Złożoność budowy stawu kolanowego, mnogość elementów wpływających na jego funkcjonowanie – mięśni, więzadeł, tkanek wewnątrzstawowych, sprawia, że jednoczesne odtworzenie zarówno warunków anatomicznych, jak i funkcjonalnych jest niemożliwe. Dlatego też obecnie priorytet stanowi funkcjonalność endoprotezy [25].

6.1. Rodzaje endoprotez całkowitych stawu kolanowego

Ze względu na stopień związania i liczbę zastępowanych mechanicznie elementów stabilizujących endoprotezy wyróżnia się [59]:

- endoprotezoplastykę pozostawiającą oba więzadła krzyżowe (BCR-TKA), której wyniki kliniczne są kontrowersyjne, niejednoznaczne. W związku z tym wiele ośrodków nie wykonuje standardowo endoprotezoplastyk stawu kolanowego pozostawiających oba więzadła krzyżowe [60, 61, 62];
- endoprotezoplastykę pozostawiającą więzadło krzyżowe tylne (CR-TKA), która ma zapewnić bardziej naturalną kinematykę stawu i polepszyć propriocepcję. W literaturze opisywane są trzy główne problemy związane z tego typu operacją:
 - 1 – dla kinematyki stawu kolanowego konieczny jest ruch tocząco-ślizgowy (*rollback*), zwiększający zakres zgięcia przez przesunięcie do przodu tylnej części tacy piszczelowej. W endoprotezach typu PS ruch ten wymusza mechanizm *cam-post* – kontakt krzywki (*cam*) łączącej tylne części kłykci

elementu udowego ze słupkiem (*post*) wkładki polietylenowej. Podczas zginania krzywka, naciskając na słupek, powoduje „wypchnięcie” do przodu kości piszczelowej. W implantach typu CR funkcję tę powinno zapewniać, w nieco innym mechanizmie, więzadło krzyżowe tylne. Badania wykazały jednak, że PCL nie tylko w części przypadków nie spełnia tego zadania, ale wręcz dochodzi do paradoksalnego podwichnięcia kości piszczelowej do tyłu, co zmniejsza zakres zgięcia,

- 2 – ograniczona powtarzalność w balansowaniu stawu kolanowego przy zachowaniu PCL. Mechanizm *cam-post* ma stałe działanie, niezależnie od warunków w stawie kolanowym, w przeciwieństwie do więzadła krzyżowego tylnego. Z tego powodu balansowanie stawu kolanowego przy zachowanym PCL jest bardzo subiektywne i mało powtarzalne,
- 3 – pierwotne naruszenie na skutek zmian zwyrodnieniowych stawu kolanowego więzadła krzyżowego tylnego może skutkować dalszą degeneracją, a w konsekwencji utratą jego funkcji [25, 63];
- endoprotezoplastykę z substytucją więzadła krzyżowego, PS (*posterior stabilized*). Główną zaletą tego typu operacji jest większa powtarzalność i prostsze balansowanie stawu kolanowego. Metoda ta jednak również wiąże się z potencjalnymi problemami:
 - 1 – znajdujący się we wkładce polietylenowej słupek (*post*) potrzebuje miejsca do przesuwania się podczas ruchów zgięcia i wyprost. Z tego powodu konieczne jest wycięcie „skrzynki” (*box*) części międzykłykciowej kości udowej, co wymaga zwiększenia resekcji kości,
 - 2 – więzadło krzyżowe tylne dzięki swojemu napięciu zmniejsza szparę zgięciową stawu kolanowego. Funkcji tej nie może spełnić mechanizm *cam-post*, co w konsekwencji może doprowadzić do „zwichnięcia słupka”, czyli utraty jego położenia w skrzynce,
 - 3 – *patellar clunk syndrome* – który jest zjawiskiem powstającym w wyniku konfliktu tkanki bliznowatej lub fałdu maziowego w okolicy rzepki z mechanizmem *cam-post*. Podczas wykonywania wyprost, przy około 30–40 stopniach, występuje odczuwalne przeskakowanie i dolegliwości bólowe [25, 63];
- endoprotezę związaną kłykciowo, CCK (*condylar constrained knee*) – jest to rodzaj endoprotezy, w której stabilność w płaszczyźnie czołowej zapewnia ściśle

wypełniający skrzynkę słupek, co ogranicza ruchomość w płaszczyźnie czołowej do około 1 stopnia [25, 59, 60, 64].

- endoprotezę zawiasową (*hinged implant*) – stosowaną w przypadkach całkowitej niestabilności w płaszczyźnie czołowej lub współistniejącej niestabilności w innych płaszczyznach. Połączenie elementu udowego i piszczelowego za pomocą systemu zawiasowego i mającej możliwość rotacji wkładki polietylenowej zapewnia stabilność nawet w skrajnie trudnych przypadkach [25, 59, 60, 64, 65].

Ze względu na rodzaj połączenia implantów z kością endoprotezy stawu kolanowego dzielą się na:

- cementowane – z zastosowaniem cementu kostnego akrylanowego lub wapniowo-fosforanowego, co pozwala na szybkie i trwałe związanie wspomnianych powierzchni;
- bezcementowe – umożliwiające połączenie implantu z kością na zasadzie biologicznej integracji [66].

W przypadku występowania ubytków kostnych stabilne osadzenie umożliwia zastosowanie dodatkowych implantów mocujących: trzpieni, przedłużeń, augmentów [25, 67, 68].

6.2. Przebieg operacji

Pacjent operowany jest w pozycji na plecach, z użyciem podpórek ułatwiających utrzymanie określonych pozycji stawu. Opaska niedokrwienna Esmarcha używana może być przez cały okres trwania operacji lub tylko w trakcie ewentualnego cementowania. W czasie operacji stosuje się dostęp przyrzepkowy lub mniej inwazyjny – przez lub pod głowę mięśnia obszernego przyśrodkowego [25]. Przygotowanie kości do implantacji elementów endoprotezy wymaga wykonania cięć kostnych. Są to:

- proksymalne cięcie piszczelowe – determinuje pooperacyjną oś stawu kolanowego, szerokość szpary zgięciowej, wyprostnej i pochylenie tacy piszczelowej [25, 69, 70];
- dystalne cięcie udowe – determinuje szerokość szpary wyprostnej i oś stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej [12, 25, 70];
- cięcia udowe – przednie, tylne oraz skośne – warunkują położenie implantu udowego w stosunku przód–tył do kości udowej oraz jego rotację [12, 25, 70].

Bardzo istotne dla prawidłowej funkcji stawu kolanowego po operacji, zwłaszcza dla właściwego toru ruchu rzepki, jest określenie rotacji elementu

piszczelowego [12, 25, 70, 71]. Według Hoffmana prawidłowa rotacja elementu piszczelowego wymaga ustawienia środka tacy piszczelowej w linii przypadającej na granicę $\frac{1}{3}$ środkowej i $\frac{1}{3}$ bocznej guzowatości kości piszczelowej. Ustawienie takie zmniejsza ryzyko powikłań związanych z lateralizacją toru ruchu rzepki [12].

Balansowanie stawu kolanowego podczas całkowitej endoprotezoplastyki

Dr John Insall, jeden z twórców nowoczesnej endoprotezoplastyki stawu kolanowego, stwierdził, że „endoprotezoplastykę całkowitą stawu kolanowego należy rozpatrywać jako operację na tkankach miękkich. (...) Błędne postępowanie z tkankami miękkimi prowadzić będzie do dolegliwości bólowych, nadmiernej sztywności lub niestabilności pooperacyjnej stawu kolanowego” [71]. Po opracowaniu kości do osadzenia implantów należy staw kolanowy zbalansować tak, aby uzyskać równe napięcie przedziału przyśrodkowego i boczego w zgięciu i wyproście stawu kolanowego [71, 72, 73].

Mając do czynienia z deformacją typu szpotawego, najczęściej uwolnienia wymagać będą struktury znajdujące się po stronie przyśrodkowej, natomiast w kolanie koślawym po stronie bocznej. Uwolnienie w części tylnej z zasady wpływa na szparę wyprostną, natomiast w części przedniej na szparę zgięciową. Do najczęściej stosowanych technik uwalniania należy odłuszczenie – stosowane głównie w przypadku torebki stawowej oraz warstwy głębokiej więzadła pobocznego piszczelowego, *pie-crusting* – czyli technika drobnych punktowych nacięć osłabiających napięcie więzadeł i techniki odcięcia osteotomem przyczepów więzadła pobocznego piszczelowego lub strzałkowego przy nadkłykciach kości udowej – *lateral / medial release* [25].

Najważniejszymi strukturami stabilizujący staw kolanowy od strony przyśrodkowej są: więzadło poboczne piszczelowe – warstwa powierzchniowa i głęboka, więzadło podkolanowe skośne, przyśrodkowa część torby stawowej, ścięgna przyczepiające się do gęsiej stopki. Na szparę stawową w części przyśrodkowej i w zgięciu wpływ ma również więzadło krzyżowe tylne. Od strony bocznej głównymi stabilizatorami są: więzadło poboczne boczne, torba stawowa, ścięgno mięśnia podkolanowego, pasmo biodrowo-piszczelowe [71, 72, 73]. Elementy wpływające na szerokość poszczególnych przedziałów zaprezentowano w tabeli 3.

Tab. 3. Elementy wpływające na szerokość poszczególnych przedziałów

Szpara wyprostna	Szpara zgięciowa	Przedział przyśrodkowy	Przedział boczny
cięcie piszczelowe	cięcie piszczelowe	rotacja el. udowego	rotacja el. udowego
cięcie dystalne udowe	cięcie A-P udowe	osteofity przyśrodkowe	osteofity boczne
osteofity tylne	tyłopochylenie cięcia	przyśrodkowa torba staw.	boczna torba staw.
tylna torebka stawowa	PCL	warstwa głęboka MCL	LCL
POL		POL	ITB
		m. kulszowo-goleniowe	m. podkolanowy
		PCL	PLC

Źródło: Opracowanie na podstawie [25].

6.3. Satysfakcja pacjentów z wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego

Jednym z największych problemów współczesnej endoprotezoplastyki stawu kolanowego jest brak satysfakcji pacjentów z wyników operacji. R. Bourne w swojej pracy wykazał, że nawet 18% pacjentów nie jest zadowolonych z końcowego efektu. Jako jeden z najważniejszych czynników mających na to wpływ wskazywał rezydualny ból pooperacyjny [4]. Podobne wyniki uzyskał w przeglądzie rejestru szwedzkiego M. Dunbar – 17% pacjentów nie było usatysfakcjonowanych [74]. A. Schulze porównał zadowolenie pacjentów po endoprotezoplastyce, operowanych w latach 1990–1999 i 2000–2012. Pacjenci operowani w latach 1990–1999 wykazywali satysfakcję na poziomie 81,2%, natomiast w latach 2000–2012 – 85%. Dowodziło to, że pomimo znacznego rozwoju technologicznego implantów, dekady doświadczeń w technice operacyjnej wzrost odsetka zadowolonych pacjentów był nieznaczny [75]. Zdecydowanie gorsze wyniki w tym zakresie zaprezentował J. Lostak w pracy z 2016 roku – zadowolenie pacjentów po operacji wynosiło jedynie 72%, a więc 28% pacjentów nie było usatysfakcjonowanych [76]. Często wynikiem operacji bardziej usatysfakcjonowany jest przeprowadzający ją chirurg niż pacjent, co wykazał I.A. Harris. W porównywanej przez niego grupie aż 94,5% chirurgów było zadowolonych z efektu operacji, przy czym wśród pacjentów było to około 90,3% [77].

6.4. Powikłania endoprotezoplastyki stawu kolanowego

Pomimo ciągłego rozwoju technologicznego implantów udoskonalania techniki operacyjnej, większych możliwości przedoperacyjnego planowania u około 10–15% pacjentów występują różnego rodzaju powikłania [25, 78].

Powikłania śródoperacyjne:

- Uszkodzenie tętnicy podkolanowej – Kumar opisuje częstość występowania uszkodzenia tętnicy na 0,03%. Najczęściej występuje podczas wykonywania cięcia proksymalnego kości piszczelowej [79].
- Uszkodzenie nerwu strzałkowego – występuje u około 1,3% operowanych pacjentów. Najczęstszym mechanizmem jest nadmierne naciągnięcie nerwu podczas korekcji dużego stopnia deformacji koślawej [80].
- Uszkodzenie aparatu wyprostnego – częstość określana jest na 0,2–2% [81]. Dzieli się na uszkodzenia ścięgna mięśnia czworogłowego i oderwanie przyczepu więzadła rzepki.

Powikłania pooperacyjne:

- Infekcja pooperacyjna – Kurz w swoim badaniu wykazał, że występuje u około 2,5% pacjentów po endoprotezoplastyce stawu kolanowego [82]. Ryzyko rozwoju infekcji okołoprotezowej zależy od ogólnego stanu pacjenta i jego chorób oraz farmakoterapii współistniejącej. Problematykę infekcji okołoprotezowych (PJI) – diagnostykę i leczenie, opisuje wieloaspektowo konsensus filadelfijski [83].
- Złamanie okołoprotezowe stawu kolanowego – ryzyko wystąpienia szacuje się na 1–2% w ciągu 10 lat od operacji [25, 78]. Najczęściej dotyczą dalszej części kości udowej oraz bliższej kości piszczelowej – złamania plateau [84]. Przy podejmowaniu decyzji o metodzie leczenia pomocne są: klasyfikacja Rorabecka – w przypadku kości udowej i Felixa – w przypadku kości piszczelowej [25].
- Aseptyczne obluzowanie implantów – związane jest z głównie osteolizą wokół implantów, chorobą drobnych cząstek, prowadzącą do powstania ubytku kostnego, a w konsekwencji braku mechanicznego podparcia implantów [25, 85]. Pomocna w planowaniu postępowania w danym przypadku jest klasyfikacja Engha. Wprowadza ona podział ubytku kostnego na trzy główne typy, w zależności od stopnia nasilenia.
- Niestabilność pooperacyjna stawu kolanowego – objawia się uczuciem niepewności, „uciekania” stawu podczas chodu. W leczeniu tego powikłania stosuje się zabiegi na

tkankach miękkich, wymianę wkładki polietylenowej, realloplastykę z użyciem implantów o zwiększonej stabilności [25, 86].

- Powikłania związane ze stawem rzepkowo-udowym – objawiają się dolegliwościami bólowymi, upośledzeniem siły wyprostu stawu kolanowego, podwichaniem lub zwichaniem rzepki. Niewłaściwy tor ruchu najczęściej związany jest z błędem podczas ustalania rotacji implantowanych elementów [87, 88].
- Pooperacyjne ograniczenie zakresu ruchomości – występuje u 5% pacjentów po operacji [87, 89]. Kryterium rozpoznania pooperacyjnego ograniczenia ruchomości stawu kolanowego jest brak pełnego wyprostu lub/i zgięcia powyżej 90 stopni po 6 tygodniach od operacji. W leczeniu stosuje się rehabilitację, redresję i leczenie operacyjne – uwolnienie tkanek miękkich, wymianę wkładki polietylenowej lub całkowitą realloplastykę.
- Utrzymujące się pooperacyjne dolegliwości bólowe – do potencjalnych przyczyn zalicza się między innymi: błędne położenie implantów, infekcję okołoprotezową, obluzowanie implantów, zaburzenie toru ruchu rzepki, *patellar clunk syndrome*, ograniczenie ruchomości, konflikt implantów ze strukturami wewnętrznymi. Część autorów zaleca wykonywanie diagnostyczno-leczniczej artroskopii po wykluczeniu błędnego położenia implantów, złamania okołoprotezowego, obluzowania implantów i infekcji okołoprotezowej [90, 91].

7. Znaczenie odtworzonej podczas operacji osi mechanicznej kończyny dolnej i planowanie w endoprotezoplastyce stawu kolanowego na podstawie zdjęć radiologicznych pomiarowych kończyn dolnych

Pierwszym, który zasygnalizował wagę odtworzenia prawidłowej osi stawu kolanowego, był R. Jeffrey. Na łamach „The Journal of Bone and Joint Surgery” opublikował on wyniki obserwacji pacjentów operowanych w latach 1976–1981. Stwierdził istotnie niższe ryzyko aseptycznego obluzowania endoprotezy stawu kolanowego u pacjentów, których pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej mieści się w granicy ± 3 stopni od osi neutralnej. W grupie z prawidłowo odtworzoną osią mechaniczną ryzyko obluzowania aseptycznego w ciągu 12 lat od operacji wynosiło 3%, natomiast w grupie z błędnie odtworzoną osią mechaniczną kończyny dolnej ryzyko obluzowania w ciągu 8 lat wynosiło 24% [7].

W 1985 roku W. Tew opublikował pracę, która wskazywała, że nieprawidłowe ustawienie nie wpływa bezpośrednio na ryzyko obluzowania w tak dużym stopniu, jak sądzono, natomiast ma pośredni wpływ w innych mechanizmach [92]. S. Parratte w 2010 roku zaprezentował w swojej pracy, opartej wprawdzie na mniejszej liczbie operowanych stawów (398), wnioski, że nie ma istotnej statystycznie różnicy w ryzyku obluzowania pomiędzy grupą pacjentów z prawidłowo odtworzoną osią a tymi z odchyleniem przekraczającym 3 stopnie [93]. A. Lombardi w badaniu z 2011 roku stwierdził, że „odtworzenie prawidłowej osi mechanicznej kończyny dolnej jest kluczem do sukcesu w endoprotezoplastyce stawu kolanowego” [94]. Rok później N. Huang na łamach „Journal of Arthroplasty” przedstawił rezultaty swoich badań z użyciem formularza SF-12 (Short Form 12) oraz IKSS (International Knee Society Score). Pacjenci z prawidłową pooperacyjną osią mechaniczną prezentowali istotnie lepsze wyniki funkcjonalne we wspomnianych skalach – po 2 latach: 162 vs. 131; po 5 latach od operacji: 142 vs. 129 [6]. Pacjenci, u których pooperacyjnie nie udało się odtworzyć prawidłowej osi mechanicznej, zgłaszali zdecydowanie gorsze wyniki w części psychicznej skali SF-12 [6]. Zbliżone wyniki opublikował P. Choong – pacjenci, u których oś mieściła się w zakresie 3 stopni, prezentowali lepsze wyniki w skali KSS i SF-12 – po roku od operacji wyniki fizykalne: 45,94 vs. 35,59, mentalne: 57,62 vs. 46,96 [9]. Podobne wnioski zaprezentował w swoim badaniu z 2016 roku M. Hadi – pacjenci, u których udało się odtworzyć prawidłową oś

kończyny dolnej, prezentują zdecydowanie lepsze PROMs (*patient reported outcome measures*), czyli subiektywne rezultaty zgłaszane przez pacjentów [95]. Matsuda, badając satysfakcję pacjentów po endoprotezoplastyce, zauważył, że jednym z najważniejszych elementów wpływających na niezadowolenie pacjentów, jest szpotawe zaburzenie osi [96].

7.1. Teoria mechaniczna, konstytucjonalna i anatomiczna odtwarzania osi kończyny dolnej w trakcie operacji

Obecnie istnieją trzy główne teorie określające optymalną oś pooperacyjną kończyny dolnej:

1. teoria mechaniczna – opierająca się na opisanych wyżej badaniach, w opinii wielu chirurgów wykonujących endoprotezoplastykę stawu kolanowego jest „złotym standardem”. Zakłada ona przeprowadzenie linii dystalnego cięcia udowego i proksymalnego piszczelowego prostopadle do osi mechanicznych tych kości. W konsekwencji pooperacyjna oś mechaniczna będzie neutralna ($HKA = 0$ stopni (± 3)), implant udowy położony prostopadle do osi mechanicznej kości udowej ($LDFA = 90$ stopni), a piszczelowy do osi mechanicznej kości piszczelowej ($MPTA = 90$ stopni) [25];
2. teoria konstytucjonalna – w 2012 roku Johan Bellemans opublikował nagradzaną później pracę, w której wprowadził pojęcie konstytucjonalnej szpotawości. Zrekrutował grupę 250 bezobjawowych ze strony stawów kolanowych pacjentów, w wieku 20–27 lat, i wykonał wszystkim zdjęcie pomiarowe kończyn dolnych. Analiza obrazów wykazała, że 32% mężczyzn i 17% kobiet posiada naturalną oś mechaniczną szpotawą. Zauważył, że ewentualna operacyjna korekcja osi do naturalnej ($HKA = 0$ stopni) może w ich przypadku nie być fizjologiczna [97]. Spostrzeżenie to było początkiem nowej teorii w endoprotezoplastyce stawu kolanowego, zwanej teorią konstytucjonalną. Zakłada ona, że u pacjentów z naturalną szpotawością lub ze znaczną szpotawą deformacją przedoperacyjną korekcja do neutralnej osi mechanicznej lub tym bardziej do osi koślawej jest w rzeczywistości przekorygowaniem i może skutkować w znacznie gorszych rezultatach operacji. Już rok później ukazała się praca L. Vanlommela, który ocenił wyniki funkcjonalne 132 pacjentów (142 stawy kolanowe), średnio 7,2 roku po operacji. Wynikało z nich, że u pacjentów, którzy przedoperacyjnie mieli znacznego stopnia deformację szpotawą, pozostawienie w trakcie operacji nieznacznej

szpotawości pozwalało uzyskać statystycznie istotne lepsze wyniki w skalach WOMAC i KSS [98]. Zgodne wyniki w swoich badaniach, oceniających efekty funkcjonalne, dolegliwości bólowe oraz satysfakcję pacjentów, opublikował między innymi K. Nishida [99]. Hendrik Delpont skupił się w swoim badaniu na napięciu więzadeł pobocznych stawu kolanowego. Z jego obserwacji wynikało, że pozostawienie nieznacznej szpotawości w przypadku znacznej deformacji tego typu przed operacją skutkowało bardziej naturalnym napięciem więzadeł pobocznych [100]. Chęć uzyskania korekcji do osi neutralnej w wielu wypadkach wymaga znacznego osłabienia MCL, co w konsekwencji może prowadzić do jego niewydolności i pooperacyjnej niestabilności stawu kolanowego. Stephen Howell natomiast potwierdził, że pozostawienie nieznacznej (do 6 stopni) szpotawości pooperacyjnie nie zwiększa istotnie ryzyka ewentualnego obłuzowania i jest bezpieczne [101]. Biorąc pod uwagę całość opublikowanych badań, znaczna część autorów zaleca w przypadku przedoperacyjnej znacznej szpotawości lub szpotawości konstytucjonalnej pozostawienie po operacji nieznacznej (1–5 stopni) szpotawości;

3. teoria anatomiczna – fizjologicznie linia stawu kolanowego nie przebiega prostopadle do osi mechanicznej kończyny dolnej. Wynikające z anatomii kości udowej odchylenie, około 6 stopni, warunkuje równoległość linii stawowej i podłoża. Teoria anatomiczna zakłada odtworzenie tych warunków. W konsekwencji pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej pozostanie neutralna ($HKA = 0$ stopni), jednak implant udowy położony będzie w nieznacznej koślawości w stosunku do osi mechanicznej kości udowej ($LDFA = 87$ stopni), natomiast cięcie piszczelowe i implant piszczelowy w nieznacznej szpotawości w stosunku do osi mechanicznej kości piszczelowej ($MPTA = 87$ stopni). Uzyskanie takich warunków jest trudniejsze technicznie, zwiększa ryzyko błędu, zaś dotychczasowe badania nie wykazały jednoznacznie przewagi w wynikach operacji [25].

7.2. Metody wyznaczające linię dystalnego cięcia kości udowej i proksymalnego kości piszczelowej

Wykonanie prawidłowego proksymalnego cięcia piszczelowego jest łatwiejsze technicznie niż dystalnego kości udowej. Oś anatomiczna kości piszczelowej pokrywa się z osią mechaniczną. W związku z tym z użyciem śródszpikowego lub zewnątrzszpikowego instrumentarium celowniczego zazwyczaj można precyzyjnie wyznaczyć oś i prostopadłą do niej linię – linię cięcia.

Zdecydowanie trudniejsze jest wykonanie prawidłowego dystalnego cięcia kości udowej. Oś mechaniczna kości udowej różni się od jej osi anatomicznej według Jingjita o 2–12 stopni w kierunku koślawym [26]. Podczas operacji śródszpikowe instrumentarium celownicze umożliwia określenia w przybliżeniu przebiegu osi anatomicznej kości udowej. Chcąc wykonać cięcie prostopadłe do osi mechanicznej kości udowej, opierając się na osi anatomicznej, należy linię przeprowadzić w odchyleniu koślawym, zwanym kątem koślawości cięcia (VCA – *valgus cut angle*).

Pierwsze modele endoprotez stawu kolanowego zakładały niezmienny kąt VCA 5 lub 6 stopni. Pooperacyjne wyniki wykazywały jednak, że u znacznej grupy pacjentów (A. Deakin – 39% [102]) zastosowanie tej metody prowadzi do istotnego błędu w odtworzeniu osi.

W związku z tym obecnie implanty umożliwiają zmianę kąta koślawości cięcia, zazwyczaj w zakresie 1–9 stopni. Istnieje kilka możliwości wyznaczenia prawidłowego kąta koślawości cięcia:

1. Konwencjonalna endoprotezoplastyka – zakłada śródoperacyjne wyznaczenie estymowanego punktu położenia głowy kości udowej za pomocą punktów anatomicznych. Metoda ta ma ograniczenia – wyznaczenie punktu estymowanego położenia głowy kości udowej często nie jest wystarczająco precyzyjne, zwłaszcza u otyłych pacjentów. Wyniki badań oceniających skuteczność odtwarzania założonej osi kończyny dolnej w trakcie endoprotezoplastyki wykazały, że u 20–39% pacjentów pooperacyjna oś nie jest prawidłowa [9, 10, 11, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109] (tabela 4).
2. Nawigacja komputerowa – użyta po raz pierwszy w 1997 roku, jest wciąż rozwijaną technologicznie metodą. Badania potwierdziły, że zastosowanie nawigacji umożliwiło zmniejszenie odsetka błędnie odtworzonych osi do 1,7–12% [109]. Związane jest jednak ze znacznym zwiększeniem nakładów finansowych,

przedłużeniem czasu operacji (według badań średnio o 8–20 minut). W związku z tym w wielu ośrodkach wykonujących endoprotezoplastyki stawu kolanowego nawigacja komputerowa nie jest standardowo używana [9, 10, 11, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109] (tabela 4).

3. Przedoperacyjne planowanie na podstawie pomiarów radiometrycznych – próby zwiększenia precyzji operacji, bez konieczności zdecydowanego zwiększenia nakładów finansowych i sprzętowych, umożliwiły opracowanie metod przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki w oparciu o podstawowe badania diagnostyczne. Pierwszą z metod jest analiza kąta FMAA (*femoral mechanical-anatomical angle*) – różnicy pomiędzy osią anatomiczną i mechaniczną kości udowej [26]. Zakładając, że śródoperacyjne instrumentarium umożliwia wyznaczenie osi anatomicznej kości udowej, ustawienie wartości kąta koślawości cięcia równego kątowi FMAA, linia cięcia powinna przebiegać prostopadle do osi mechanicznej kości udowej [25]. Praktyczną modyfikacją jest kąt IM (*intramedullar*) – śródszpikowy. W rzeczywistości pręt kierunkowy umieszczony w kanale szpikowym wypełnia jedynie około $\frac{1}{3}$ dystalną długości kanału szpikowego, która ma zmienny przebieg w stosunku do całości kanału. Ze względu na to pomiar kąta wykorzystującego estymowany przebieg pręta kierunkowego jest bardziej precyzyjny.
4. S. Hofmann w 2011 roku zaprezentował wyniki swojej metody planowania przedoperacyjnego, opierającej się na jego doświadczeniach z osteotomią okołokolanową [12]. W trakcie planowania osteotomii wykorzystywana jest zasada: 1 stopień korekcji deformacji = 1 mm koniecznej korekcji. Hofmann postanowił wprowadzić ją do endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Podczas pomiaru kątów MPTA i LDFA obliczał konieczny stopień korekcji deformacji, następnie w trakcie operacji wykonywał resekcję w taki sposób, aby różnica pomiędzy grubością warstwy kości części przyśrodkowej i bocznej równa była wartości poszczególnych kątów. W zaprezentowanym badaniu, na grupie 100 pacjentów, u 94 osiągnięto oś stawu kolanowego mieszczącą się w 3 stopniach od osi neutralnej. Skuteczność na poziomie 94% była zbliżona do wyników osiąganych z użyciem nawigacji komputerowej, przy znacznie mniejszych nakładach finansowych i sprzętowych.

Tab. 4. Porównanie odsetka pacjentów, u których po operacji poszczególną metodą oś kończyny nie znajduje się w zakresie ± 3 stopni od osi neutralnej

Praca (liczba pacjentów) / metoda	Nawigacja komputerowa	Konwencjonalna
J.B. Mason Meta Anal.	9%	31,8%
H. Bathis (n = 80)	4%	22%
K.C. Anderson (n = 116)	5%	16%
P.F. Choong (n = 115)	12%	39%
M. Tingart (n = 1000)	5%	24%
P.L. Chin (n = 90)	6,7%	26,6%
L. Perlick (n = 80)	7,5%	25%
A. Martin (n = 200)	8%	24%
A. Ensini (n = 120)	1,7%	20%

Źródło: Opracowanie własne.

Z wyników badań zaprezentowanych w tabeli 4 wynika, że ryzyko błędu w odtworzeniu pooperacyjnej osi mechanicznej w trakcie endoprotezoplastyki konwencjonalnej jest kilkakrotnie wyższe w porównaniu z endoprotezoplastyką nawigowaną komputerowo.

8. Założenia i cele pracy

Pomimo ciągłego udoskonalania implantów i techniki endoprotezoplastyki całkowitej stawu kolanowego nadal 20–30% pacjentów nie jest zadowolonych z wyników operacji.

Na podstawie analizy piśmiennictwa i własnych doświadczeń autor niniejszej rozprawy wysnuł tezę, że jednym z głównych czynników wpływających na brak satysfakcji pacjentów z wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego jest brak odtworzenia prawidłowej osi mechanicznej operowanej kończyny dolnej. Autor założył, że jeżeli na podstawie przedoperacyjnej analizy rentgenometrycznej zostanie określony morfotyp deformacji i zaplanowana jej śródoperacyjna korekcja, możliwa będzie poprawa wyników leczenia i redukcja odsetka nieusatysfakcjonowanych pacjentów.

Główny cel pracy stanowiła wieloaspektowa analiza skuteczności wykorzystania przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki stawu kolanowego na podstawie parametrów uzyskanych podczas oceny zdjęć pomiarowych kończyn dolnych. Cele szczegółowe brzmiały:

1. Analiza występujących morfotypów deformacji stawu kolanowego w zależności od wskaźnika BMI, wieku, płci operowanych pacjentów. Porównanie parametrów stosowanych w przedoperacyjnym planowaniu endoprotezoplastyki całkowitej stawu kolanowego – kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) oraz kąta śródszpikowego (IM).
2. Porównanie skuteczności metod planowania przedoperacyjnego całkowitej pierwotnej endoprotezoplastyki stawu kolanowego i wyłącznie śródoperacyjnej oceny przebiegu linii cięcia w odtwarzaniu założonej osi mechanicznej kończyny dolnej.
3. Ocena związku pomiędzy osiąganą pooperacyjnie korekcją osi mechanicznej kończyny i korekcją deformacji stawu kolanowego a satysfakcją i wynikiem funkcjonalnym pacjentów po endoprotezoplastyce całkowitej stawu kolanowego.

9. Materiał, metodyka i metodologia

Materiał badany stanowi grupa 250 pacjentów (274 stawy kolanowe), u których w latach 2011–2018 w Klinice Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego we Wrocławiu wykonano zabieg pierwotnej całkowitej endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Średni wiek pacjentów wynosił $68,45 \pm 7,97$ roku (zakres od 46 lat do 87 lat). Średni wiek kobiet wynosił 69,32 roku (zakres od 46 lat do 87 lat). Średni wiek mężczyzn wynosił 66,17 roku (zakres od 48 lat do 81 lat).

184 osoby stanowiły kobiety, natomiast 66 – mężczyźni. Wśród operowanych stawów kolanowych 136 stanowiła strona lewa, natomiast 138 strona prawa.

Średnia wartość wskaźnika BMI wynosiła 31,16 w zakresie od 16,5 do 47,2. Średnia wartość wskaźnika BMI w grupie kobiet wynosiła 31,7 (w zakresie od 16,5 do 47,2). Średnia wartość wskaźnika BMI w grupie mężczyzn wynosiła 31,4 (w zakresie od 17,8 do 43).

Pacjentów podzielono na dwie grupy:

- grupa A – 170 operowanych w sposób konwencjonalny stawów kolanowych, bez użycia metod planowania przedoperacyjnego – linie cięcia wyznaczano śródoperacyjnie;
- grupa B – 104 stawy kolanowe, w przypadku których wykonano przedoperacyjną analizę deformacji na podstawie kąta dystalnego udowego bocznego (LDFA) i proksymalnego przyśrodkowego piszczelowego (MPTA) oraz kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) i kąta śródszpikowego (IM).

Do badania zakwalifikowano pacjentów, którzy zostali poddani całkowitej pierwotnej endoprotezoplastyce stawu kolanowego, w okresie od 1 roku do 10 lat przed rozpoczęciem badania, i u których wykonano przed- i pooperacyjne badanie RTG pomiarowe kończyn dolnych.

Z badania wyłączono pacjentów, którzy spełnili następujące kryteria wyłączenia:

- pacjenci poddani operacji innej niż całkowita pierwotna endoprotezoplastyka stawu kolanowego – operacje rewizyjne, poresekcyjne, realloplastyki, endoprotezoplastyka jednoprzediałowa;

- brak dostępu do pełnej diagnostyki radiologicznej – zdjęć pomiarowych kończyn dolnych, jakość zdjęć uniemożliwiająca precyzyjną ocenę analizowanych parametrów.

W badaniu autor zastosował następujące metody badawcze:

1. analizę rentgenometryczną;
2. ocenę funkcjonalną i ocenę satysfakcji pacjentów.

W ocenie rentgenometrycznej zdjęć pomiarowych kończyn dolnych wyznaczano następujące parametry:

- oś mechaniczną kończyny dolnej;
- wartość kąta udowo-piszczelowego (HKA);
- wartość kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA);
- wartość kąta śródszpikowego (IM);
- wartość procentową przesunięcia osi mechanicznej;
- wartość kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA);
- wartość kąta piszczelowego proksymalnego przyśrodkowego (MPTA);
- wartość kąta konwergencji linii stawowej (JLCA).

Wynik funkcjonalny i ocenę satysfakcji pacjenta z wyników operacji określano przy użyciu skali funkcjonalnej Oxford i skali NRS dla dolegliwości bólowych oraz satysfakcji pacjenta. Skala Oxford (Isis Outcomes – Isis Innovation Ltd., Technology Transfer Company for University of Oxford) – skala wyników zgłaszanych przez pacjentów, służąca do oceny wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Składa się z 12 pytań związanych z dolegliwościami bólowymi oraz funkcją stawu kolanowego po operacji, do których przydzielonych jest po 5 odpowiedzi:

1. Jak opisałbyś/opisałabyś dolegliwości bólowe, które zwykle są związane ze stawem kolanowym?
brak, bardzo łagodne, łagodne, umiarkowane, poważne
2. Czy masz problemy z myciem się związane ze stawem kolanowym?
żadnych, nieznaczne, umiarkowane, poważne, niemożliwe do wykonania
3. Czy masz problemy z wsiadaniem/wysiadaniem z samochodu lub środków transportu publicznego?
żadnych, nieznaczne, umiarkowane, poważne, niemożliwe do wykonania

4. Jak długo jesteś w stanie chodzić zanim dolegliwości bólowe stawu kolanowego nie staną się bardzo poważne?
nieograniczony czas, 16–60 minut, 5–15 minut, chodzenie wyłącznie możliwe po domu, ciągły ból stawu kolanowego
5. Jak bardzo bolesne jest wstawanie z krzesła po pewnym czasie siedzenia?
wcale, nieznacznie, umiarkowane, bardzo bolesne, ból nie do wytrzymania
6. Czy zdarza Ci się utykać z powodu stawu kolanowego?
wcale, rzadko, czasami, często, ciągle
7. Czy jesteś w stanie zrobić przysiad?
tak, z niewielkimi trudnościami, z pewnymi trudnościami, z dużymi trudnościami, niemożliwe
8. Czy dolegliwości bólowe pojawiają się w nocy, podczas snu?
wcale, rzadko, czasami, często, każdej nocy
9. Czy ból stawu kolanowego utrudnia Ci pracę (również domową?)
nie, z niewielkimi trudnościami, z pewnymi trudnościami, z dużymi trudnościami, niemożliwe
10. Czy masz poczucie, że z powodu niestabilności stawu kolanowego możesz się przewrócić?
wcale, rzadko, czasami, często, cały czas
11. Czy jesteś w stanie wykonywać obowiązki domowe, jak np. zakupy?
tak, z niewielkimi trudnościami, z pewnymi trudnościami, z dużymi trudnościami, niemożliwe
12. Czy jesteś w stanie schodzić ze schodów?
tak, z niewielkimi trudnościami, z pewnymi trudnościami, z dużymi trudnościami, niemożliwe

Odpowiedzi punktowane są od 0 do 4, minimalny wynik to 12 (bardzo złe funkcjonowanie stawu kolanowego), maksymalnie można uzyskać 48 punktów (doskonałe funkcjonowanie stawu kolanowego).

Skala NRS umożliwia subiektywną ocenę badanego parametru w zakresie od 0 do 10. W ocenie satysfakcji wynik 0 oznaczał całkowity brak zadowolenia z wyników operacji, natomiast 10 – najwyższe możliwe zadowolenie. W ocenie dolegliwości bólowych wynik 0 oznacza największe możliwe do wyobrażenia dolegliwości bólowe, natomiast 10 – całkowity brak dolegliwości bólowych.

Pacjenci, którzy spełnili wszystkie kryteria włączenia i nie spełnili żadnego kryterium wyłączenia, zakwalifikowani zostali do badania. Badania obrazowe

wykonywane były 1–2 dni przed operacją i standardowo w 3.–6. dobie po operacji. Dane pacjentów dotyczące badań radiologicznych zostały przed pomiarem zaślepione, aby uniknąć sugerowania się znanymi wynikami klinicznymi.

Skale: Oxford, NRS dla satysfakcji i dolegliwości bólowych oceniane były w okresie 2–10 lat od operacji (średnia 5,12 roku od operacji).

Na kolejnym etapie badania obrazy poddane zostały analizie w programie K-Pacs w wersji 1.6.0 (Image Information System Software), wszystkie taką samą metodą. Pomiar rozpoczynano od wyznaczenia geometrycznego środka głowy kości udowej i środka stawu skokowego. Następnie oceniano wartości założone zgodnie z metodyką badania kątów.

Podczas operacji stosowano założenie odtworzenia osi mechanicznej stawu kolanowego zgodnej z teorią mechaniczną – linie cięcia przebiegające prostopadle do osi mechanicznej kości udowej i kości piszczelowej, pozwalające na uzyskanie pooperacyjnie neutralnej osi stawu kolanowego. U pacjentów, u których wyjściowa deformacja szpotawa przekraczała 10 stopni, zakładano odtworzenie osi stawu kolanowego zgodne z teorią konstytucjonalną, a więc z pozostawieniem nieznacznej (1–5 stopni) szpotowości pooperacyjnej.

U pacjentów operowanych zgodnie z teorią mechaniczną jako wynik prawidłowy określano pooperacyjną oś stawu kolanowego mieszczącą się w ± 3 stopniach od osi neutralnej – pooperacyjny kąt HKA o wartości od -3 do $+3$ stopni. W przypadku pacjentów z pierwotną osiową koślawą kończyny dolnej wyniki poniżej -3 stopni oceniano jako „niedokorygowanie osi”, natomiast powyżej 3 stopni jako „przekorygowanie osi”. W przypadku pierwotnej deformacji szpotawej wynoszącej od 1 stopnia do 10 stopni pooperacyjne wartości kąta HKA powyżej 3 stopni oceniano jako „niedokorygowanie osi”, poniżej -3 stopni jako jej „przekorygowanie”. Jeżeli podczas operacji wyjściowa deformacja pogłębiła się, korekcję oceniano jako „błędną”.

U pacjentów z wyjściową deformacją szpotawą przekraczającą 10 stopni (wartość kąta HKA przedoperacyjnie powyżej 10 stopni) docelowa korekcja zakładała pozostawienie około 3 stopni szpotowości pooperacyjnie. Wynikiem „prawidłowym” określano przypadki, w których pooperacyjnie wartość kąta HKA mieściła się w zakresie 1–5 stopni. Wartości poniżej 1 oceniano jako „przekorygowanie osi”, powyżej 5 jako jej „niedokorygowanie”. Ponownie, jeżeli pooperacyjna deformacja była większa niż przedoperacyjna, korekcję oceniano jako „błędną”.

Po uzyskaniu wyników zostały one odśledzone i zestawione z wynikiem oceny funkcjonalnej i satysfakcji pacjenta.

Wyniki poddano analizie statystycznej przeprowadzonej przez niezależnego eksperta, przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25:

- W celu sprawdzenia, czy porównywane grupy są równoliczne, jak również zbadania zależności pomiędzy zmiennymi nominalnymi zastosowano test chi-kwadrat.
- W celu sprawdzenia istotności statystycznej różnic pomiędzy dwoma grupami stosowano test U Manna–Whitneya. W momencie porównywania więcej niż dwóch grup używano testu Kruskala–Wallisa. W przypadku wystąpienia istotnych statystycznie różnic użyto odpowiedniego testu post-hoc. Dzięki temu możliwe było sprawdzenie, pomiędzy którymi grupami występują istotne statystycznie różnice. Wyboru dokonywano na podstawie jednorodności wariancji w porównywanych grupach osób.
- Analiza korelacji Spearmana stosowana była w celu sprawdzenia, czy występuje istotny statystycznie związek pomiędzy badanymi zmiennymi.
- W celu sprawdzenia, czy występują istotne statystycznie różnice pomiędzy dwoma okresami czasowymi, zastosowano test Wilcoxon. W przypadku zmiennej nominalnej stosowany był test McNemara.
- W analizie statystycznej wyników wykonywano analizę częstości (n, %), zaś w przypadku zmiennych ilościowych średnią, odchylenie standardowe, medianę, minimum oraz maksimum.

Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

10. Wyniki

10.1. Określenie morfotypów deformacji stawu kolanowego

Analizując uzyskane wyniki rentgenometryczne przedoperacyjnych zdjęć pomiarowych kończyn dolnych, określono morfotypy deformacji stawów kolanowych w badanym materiale (podsumowanie przedstawiono w tabeli 5).

Średnie wartości badanych parametrów morfotypu deformacji stawu kolanowego w całym materiale

Wartość bezwzględna zniekształcenia osi mechanicznej, którą określa kąt udowo-piszczelowy (HKA), wynosiła średnio 10,58 stopnia (zakres od 0 do 35 stopni). W przypadku 221 stawów kolanowych deformację określono jako typu szpotawego, co stanowiło 80,6% wszystkich stawów, w przypadku 51 jako deformację koślawą (18,6%), w dwóch przypadkach wyjściową oś można było określić jako neutralną.

Średnia wartość kąta przyśrodkowego piszczelowego proksymalnego (MPTA) wynosiła 85,26 stopnia (zakres od 60 stopni do 102 stopni), średnia wartość kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA) wynosiła 89,07 stopnia (zakres od 77,4 stopnia do 101 stopni). Średnia wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej wynosiła 17,01% (zakres od -112% do 165%). Średnia wartość kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) wynosiła 7,16 stopnia (zakres od 1 stopnia do 11 stopni), natomiast średnia wartość kąta śródspikowego (IM) wynosiła 6,56 stopnia (zakres od 1 stopnia do 14,4 stopnia).

Średnie wartości badanych parametrów morfotypu deformacji stawu kolanowego w grupie zniekształceń koślawych

W grupie stawów kolanowych koślawych średnia deformacja osi stawu kolanowego, mierzona kątem HKA, wynosiła 8,86 stopnia (zakres od 0,8 stopnia do 24 stopni), wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej wynosiła średnio 87,68% (zakres od 51% do 165%, odchylenie standardowe: 24%).

Średnia wartość kąta proksymalnego piszczelowego przyśrodkowego (MPTA) wynosiła 90,9 stopnia (zakres od 84,8 stopnia do 102 stopni, odchylenie standardowe: 3,08 stopnia), średnia wartość kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA) była równa 84,7 stopnia (zakres od 77,4 stopnia do 90,5 stopnia, odchylenie standardowe: 2,37 stopnia). Wartość kąta konwergencji linii stawowej (JLCA) wynosiła średnio

3,19 stopnia (zakres od -2,8 stopnia do 11 stopni, odchylenie standardowe: 2,61 stopnia). wartość kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) wynosiła średnio 6,63 stopnia (zakres od 1 stopnia do 9,9 stopnia, odchylenie standardowe: 1,65 stopnia), natomiast wartość kąta śródspikowego (IM) była równa 5,55 stopnia (zakres od 0,6 stopnia do 10,5 stopnia, odchylenie standardowe: 2,11 stopnia).

Średnie wartości badanych parametrów morfotypu deformacji stawu kolanowego w grupie zniekształceń szpotawych

W grupie stawów szpotawych średnia deformacja osi stawu kolanowego wynosiła 11,1 stopnia (zakres od 1 stopnia do 35 stopni), wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej wynosiła średnio 0,33% (zakres od -112% do 44%, odchylenie standardowe: 26%).

Średnia wartość kąta proksymalnego piszczelowego przyśrodkowego (MPTA) wynosiła 83,94 stopnia (zakres od 60 stopni do 93 stopni, odchylenie standardowe: 4,92 stopnia), średnia wartość kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA) była równa 90,11 stopnia (zakres od 82,8 stopnia do 101 stopni, odchylenie standardowe: 3,14 stopnia). Średnia wartość kąta kongruencji linii stawowej (JLCA) wynosiła 4,87 stopnia (zakres od -1 do 14 stopni, odchylenie standardowe: 2,38 stopnia). Wartość kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) wynosiła średnio 7,29 stopnia (zakres od 3,4 stopnia do 11 stopni, odchylenie standardowe: 1,02 stopnia), natomiast IM – 6,81 stopnia (zakres od 1,9 stopnia do 14,4 stopnia, odchylenie standardowe: 1,94 stopnia).

Z analizy uzyskanych danych wynikają istotne statystycznie różnice w morfotypach deformacji pomiędzy stawami kolanowymi szpotawymi i koślawymi. W deformacji szpotawej główną komponentą jest zmiana w obrębie podudzia, określana wartością kąta przyśrodkowego proksymalnego piszczelowego (MPTA). W deformacji koślawej główną komponentą jest zmiana w obrębie kości udowej, określana wartością kąta dystalnego udowego bocznego (LDFA).

Różnice w średnich wartościach kątów LDFA i MPTA pomiędzy grupą stawów kolanowych koślawych i szpotawych są istotne statystycznie ($p < 0,001$ dla LDFA i $p < 0,05$ dla MPTA) (tabela 5).

Tab. 5. Statystyki opisowe dotyczące analizowanych składowych morfotypów przedoperacyjnych deformacji w grupie: K – koślawe / S – szpotawe

Zmienna	Grupa K/S	M	Me	SD	Min	Max	Wynik testu statystycznego
IM	K	5,55	5,5	2,11	0,6	10,5	U = 3695; p < 0,001
	S	6,81	6,9	1,96	1,9	14,4	
FMAA	K	6,63	7	1,65	1	9,9	U = 4158,5; p = 0,004
	S	7,29	7,4	1,02	3,4	11	
% przesunięcia przed	K	0,88	0,86	0,24	0,51	1,65	U = 0; p < 0,001
	S	0,003	0,06	0,26	-1,12	0,44	
LDFA przed	K	84,69	85	2,37	77,4	90,5	U = 643; p < 0,001
	S	90,11	89,8	3,14	80	101	
MPTA przed	K	90,9	90,8	3,08	84,8	102	U = 731; p < 0,05
	S	83,94	84,8	4,92	60	100,9	
JLCA przed	K	3,19	3	2,61	-2,8	11	U = 3543,5; p < 0,001
	S	4,87	5	2,38	-1	14	

Źródło: Opracowanie własne.

Średnia deformacja o charakterze szpotawym składała się z 6,06 stopnia zmiany wynikającej ze zmiany w obrębie kości piszczelowej, 4,87 stopnia wynikającego z deformacji śródstawowej – ubytku chrząstki, tkanek miękkich danego przedziału i 0,11 stopnia wynikającego ze zmiany w obrębie kości piszczelowej.

W przypadku deformacji koślawych 5,31 stopnia stanowiła zmiana w obrębie kości udowej, 3,19 stopnia deformacja wewnątrzstawowa, natomiast 0,9 stopnia stanowiła zmiana w obrębie kości piszczelowej.

Na podstawie analizy uzyskanych wyników możliwe jest określenie średniego udziału procentowego poszczególnych składowych deformacji na całokształt morfotypu:

- deformacji szpotawej: 54,9% stanowiła zmiana w obrębie kości piszczelowej, 44,1% stanowiła deformacja śródstawowa, 0,01% stanowiła zmiana w obrębie kości udowej;
- deformacji koślawej: 56,5% stanowiła zmiana w obrębie kości udowej, 33,9% stanowiła deformacja śródstawowa, 9,6% stanowiła zmiana w obrębie kości piszczelowej.

Zależności pomiędzy zmiennymi (wiek, wartość wskaźnika BMI) a morfotypem deformacji

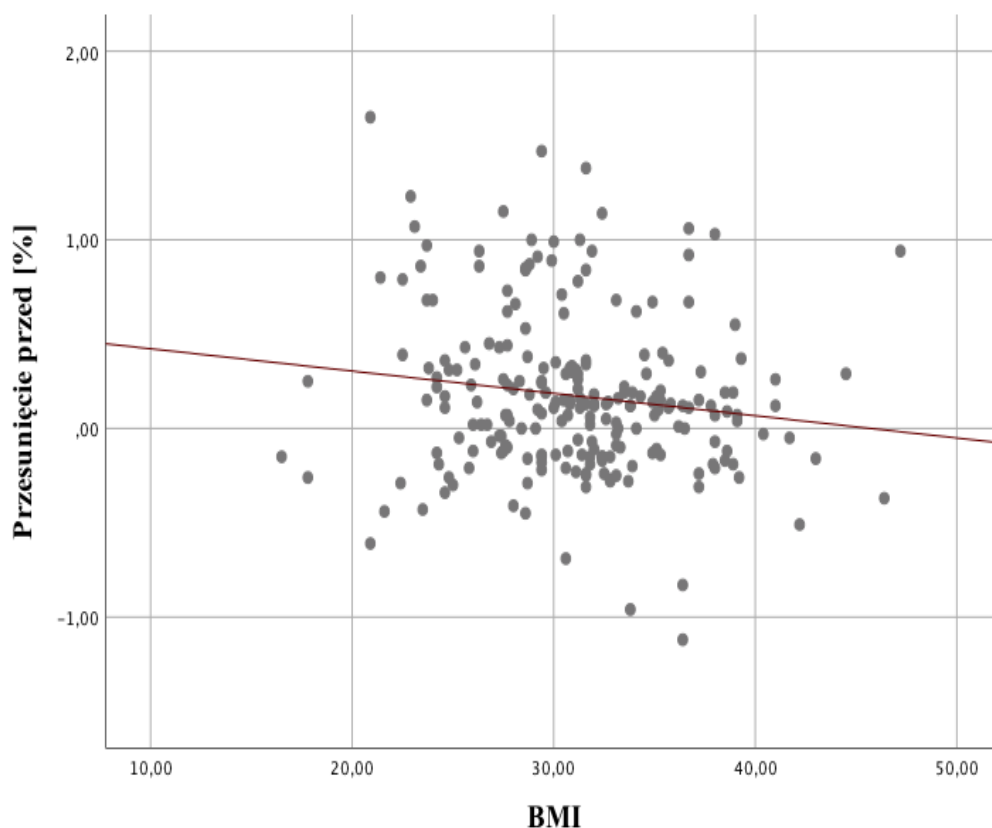
Z analizy uzyskanych danych wynika istotny statystycznie związek pomiędzy wartością wskaźnika BMI i wartością procentową przesunięcia osi mechanicznej – wraz ze wzrostem wartości wskaźnika BMI maleje procentowa wartość przesunięcia osi mechanicznej ($p = 0,03$). Dla osób z wyższą wartością wskaźnika BMI charakterystyczna jest deformacja typu szpotawego. Rozkład wyników wartości procentu przesunięcia w zależności od wartości wskaźnika BMI zaprezentowano na wykresie 1.

Istotna statystycznie jest zależność pomiędzy wartością wskaźnika BMI pacjenta a wartością kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA) – wraz ze wzrostem wartości wskaźnika BMI zwiększa się wartość kąta udowego dystalnego bocznego ($p = 0,004$).

Dla pozostałych badanych parametrów nie stwierdzono istotnej statystycznie zależności.

Morfotyp deformacji stawu kolanowego nie jest zależny od wieku pacjenta.

Podsumowanie przedstawionych danych zawarto w tabeli 6.



Wykres 1. Związek pomiędzy wskaźnikiem BMI a wartością procentową przesunięcia osi mechanicznej przed operacją w badanej grupie osób.

Źródło: Opracowanie własne.

Tab. 6. Związek pomiędzy wiekiem oraz wskaźnikiem BMI badanych osób a uzyskanymi przez nich wynikami: % przesunięcia, wartością kąta LDFA oraz MPTA

Zmienna	BMI	Wiek
% przesunięcia przed	-0,14; p = 0,03	-0,07; p = 0,26
LDFA	0,19; p = 0,004	0,11; p = 0,07
MPTA	-0,08; p = 0,26	-0,03; p = 0,68

Źródło: Opracowanie własne.

Autor stwierdził występowanie istotnej statystycznie zależności pomiędzy osią kończyny dolnej przed operacją a płcią badanych osób, $\lambda^2(1) = 4,44$; p = 0,02. Deformacja koślawą występowała blisko pięciokrotnie częściej u kobiet (tabela 7).

Tab. 7. Płeć badanych osób a typ przedoperacyjnej deformacji osi kończyny dolnej

Płeć	Deformacja osi kończyny dolnej	
	deformacja koślawą	deformacja szpotawa
Kobiety	43 (21,8)	154 (78,2)
Mężczyźni	8 (10,7)	67 (89,3)

Źródło: Opracowanie własne.

Analizując uzyskane wyniki, autor zaobserwował istotnie statystycznie wyższą przedoperacyjną średnią wartość procentową przesunięcia osi mechanicznej oraz kąta piszczelowego przyśrodkowego proksymalnego (MPTA) w grupie kobiet w porównaniu z mężczyznami.

W grupie kobiet średnia wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej wynosiła 21% (zakres od -112% do 165%, odchylenie standardowe: 45%), natomiast u mężczyzn 7% (zakres od -45% do 103%, odchylenie standardowe: 33%) (p = 0,003). Średnia wartość kąta proksymalnego piszczelowego przyśrodkowego (MPTA) w grupie kobiet wynosiła 85,64 stopnia (zakres od 60 stopni do 102 stopni, odchylenie standardowe: 5,52 stopnia), natomiast w grupie mężczyzn 84,26 (zakres od 71,3 stopnia do 95,7 stopnia, odchylenie standardowe: 4,77 stopnia). Odwrotna zależność wystąpiła dla kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA) – średnia wartość w grupie kobiet wynosiła 88,75 stopnia (zakres od 77,4 stopnia do 101 stopni, odchylenie standardowe: 3,82 stopnia), natomiast w grupie mężczyzn 89,91 stopnia (zakres od 83,5 stopnia do 101 stopni, odchylenie standardowe: 3,18 stopnia) (tabela 8).

Tab. 8. Płeć badanych osób a uzyskane przez nie wyniki dotyczące takich zmiennych jak: wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej, wartość kąta LDFA i MPTA przed operacją

Zmienna	Płeć	M	Me	SD	Min	Max	Wynik testu statystycznego
% przesunięcia przed	K	0,21	0,15	0,45	-1,12	1,65	U = 5719; p = 0,003
	M	0,07	0,06	0,33	-0,45	1,03	
LDFA przed	K	88,75	88,5	3,82	77,4	101	U = 6048; p = 0,02
	M	89,91	89,5	3,18	83,5	101	
MPTA przed	K	85,64	86,2	5,52	60	102	U = 5917; p = 0,008
	M	84,26	84,7	4,77	71,3	95,7	

Źródło: Opracowanie własne.

Jednym z analizowanych w badaniu aspektów było porównanie wartości kątów FMAA (różnicy pomiędzy osią anatomiczną i mechaniczną kości udowej) i IM (śródszpikowego) w badanej grupie pacjentów, z podziałem na deformacje szpotawe i koślawe stawów kolanowych. Wyniki przedstawiono w tabeli 9.

Tab. 9. Statystyki opisowe dotyczące wartości IM i FMMA w podziale na grupę stawów kolanowych koślawych i szpotawych

Zmienna	Grupa K/S	M	Me	SD	Min	Max	Wynik testu statystycznego
IM	K	5,55	5,5	2,11	0,6	10,5	U = 3695; p < 0,001
	S	6,81	6,9	1,96	1,9	14,4	
FMAA	K	6,63	7	1,65	1	9,9	U = 4158,5; p = 0,004
	S	7,29	7,4	1,02	3,4	11	

Źródło: Opracowanie własne.

Średnia wartość kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) wynosiła 6,63 w grupie stawów kolanowych koślawych (zakres od 1 stopnia do 9,9 stopnia, odchylenie standardowe: 1,65 stopnia), natomiast w grupie szpotawych 7,29 stopnia (zakres od 3,4 stopnia do 11 stopni, odchylenie standardowe: 1,02 stopnia). Różnica była istotna statystycznie (p = 0,004).

Średnia wartość kąta śródszpikowego (IM) w grupie stawów kolanowych koślawych wynosiła 5,55 stopnia (zakres od 0,6 stopnia do 10,5 stopnia, odchylenie standardowe: 2,11 stopnia), natomiast szpotawych 6,81 stopnia (zakres od 1,9 stopnia do 14,4 stopni, odchylenie standardowe: 1,96 stopnia). Różnica ta również była istotna statystycznie (p < 0,001).

10.2. Porównanie skuteczności metod planowania przedoperacyjnego całkowitej pierwotnej endoprotezoplastyki stawu kolanowego i wyłącznie śródoperacyjnej oceny przebiegu linii cięcia w odtwarzaniu założonej osi mechanicznej kończyny dolnej, z uwzględnieniem czynników osobniczych pacjenta – wieku, BMI

Jednym z najważniejszych aspektów przeprowadzonych przez autora niniejszej pracy badań była ocena wyników zastosowania przedoperacyjnego planowania linii wykonywanego cięcia dystalnego kości udowej i proksymalnego kości piszczelowej na podstawie rentgenometrii. Założono, że wprowadzenie rentgenometrycznej metody planowania endoprotezoplastyki stawu kolanowego zwiększy precyzję odtwarzania założonej osi mechanicznej kończyny, wpływając korzystnie na bezpieczeństwo operacji i jej wynik kliniczny.

Skuteczność odtwarzania osi mechanicznej stawu kolanowego określanej jako „prawidłowa” była istotnie wyższa w grupie B, operowanej z użyciem planowania przedoperacyjnego. U 90 spośród 102 (88,2%) pacjentów w tej grupie uzyskano zakładaną oś stawu kolanowego. W grupie A, operowanej bez użycia przedoperacyjnego planowania, zakładaną oś uzyskano u 107 spośród 170 pacjentów (63,7%). Różnica ta jest istotna statystycznie – $\chi^2(3) = 20,47$; $p < 0,001$. W grupie B nie stwierdzono przypadków całkowicie błędnej korekcji osi (pogłębienia deformacji), natomiast w grupie A było takich przypadków 7, co stanowiło 4,2% pacjentów. Wprowadzenie planowania przedoperacyjnego umożliwiło zmniejszenie odsetka pacjentów z pooperacyjną osią stawu kolanowego określaną jako niedokorygowana z 24,4% (grupa A 41/170) do 9,8% (grupa B: 10/107) i przekorygowana z 7,7% (grupa A: 13/170) do 1,9% (2/107). Podsumowanie wyników odtworzenia pooperacyjnej osi mechanicznej kończyny dolnej w podziale na metodę endoprotezoplastyki stawu kolanowego zaprezentowano w tabeli 10.

Tab. 10. Podsumowanie wyników odtworzenia pooperacyjnej osi mechanicznej kończyny dolnej w podziale na metodę endoprotezoplastyki stawu kolanowego

Grupa	Wynik pooperacyjny uzyskanej osi mechanicznej kończyny dolnej			
	niedokorygowana	prawidłowa	przekorygowana	błędna
A	41 (24,4)	107 (63,7)	13 (7,7)	7 (4,2)
B	10 (9,8)	90 (88,2)	2 (1,9)	0 (0)

Źródło: Opracowanie własne.

Analiza uzyskanych wyników wykazała w grupie pacjentów z wartością wskaźnika BMI powyżej 30 (otyłych) statystycznie istotną poprawę w odtworzeniu prawidłowej osi mechanicznej stawu kolanowego po zastosowaniu dodatkowego planowania przedoperacyjnego endoprotezoplastyki stawu kolanowego – $\lambda^2(3) = 11,88$; $p = 0,008$.

Dla pozostałych wartości BMI takiej prawidłowości autor nie stwierdził:

- w grupie z wartością wskaźnika BMI pomiędzy 18,5 a 24,99, $\lambda^2(2) = 2,91$; $p = 0,23$;
- w grupie z wartością wskaźnika BMI pomiędzy 25 a 29,99, $\lambda^2(2) = 4,48$; $p = 0,11$.

Podsumowanie danych dotyczących wyników uzyskanych pooperacyjnie osi mechanicznych kończyny dolnej w zależności od wartości wskaźnika BMI zawarto w tabeli 11.

Tab. 11. Metoda operacji a uzyskany wynik osi pooperacyjnej kończyny dolnej w zależności od wartości wskaźnika BMI

Grupa	BMI	Wynik pooperacyjny uzyskanej osi stawu kolanowego			
		niedokorygowana	prawidłowa	przekorygowana	błędna
A	18,5–24,99	1 (7,1)	11 (78,6)	2 (14,3)	0 (0)
	25–29,99	7 (21,2)	24 (72,7)	2 (6,1)	0 (0)
	>29,99	19 (25,7)	46 (62,2)	4 (5,4)	5 (6,8)
B	18,5–24,99	0 (0)	12 (100)	0 (0)	0 (0)
	25–29,99	2 (6,7)	26 (86,7)	2 (6,7)	0 (0)
	>29,99	8 (13,8)	50 (86,2)	0 (0)	0 (0)

Źródło: Opracowanie własne.

W dalszej części badania autor analizował wpływ wieku pacjenta na wynik odtworzenia osi mechanicznej kończyny dolnej w zależności od stosowanej metody endoprotezoplastyki stawu kolanowego.

Grupę badaną podzielono na 4 podgrupy wiekowe, tj.: do 65 r.ż., 66–70, 70–75 oraz powyżej 75 lat. Autor stwierdził, że istotna statystycznie zależność dotyczy najmłodszych osób, $\lambda^2(3) = 7,95$; $p = 0,047$. W grupie osób najmłodszych prawidłowa pooperacyjna oś kończyny uzyskiwana była głównie w grupie B – pacjentów operowanych z użyciem planowania przedoperacyjnego. Większa częstość osi niedokorygowanych/przekorygowanych występowała w grupie A, operowanej bez planowania przedoperacyjnego.

W pozostałych grupach wiekowych nie stwierdzono występowania istotnej statystycznie zależności:

- dla pacjentów w wieku od 66 lat do 70 lat, $\lambda^2(2) = 3,61$; $p = 0,16$;
- dla pacjentów w wieku od 70 lat do 75 lat, $\lambda^2(3) = 4,72$; $p = 0,19$;
- dla pacjentów w wieku powyżej 75 lat, $\lambda^2(3) = 5,15$; $p = 0,16$.

Podsumowanie wyników rentgenometrycznej analizy pooperacyjnej osi mechanicznej kończyny dolnej w zależności od wieku pacjenta zawarto w tabeli 12.

Tab. 12. Metoda operacji a uzyskany wynik osi pooperacyjnej stawu kolanowego w zależności od wieku operowanego pacjenta

Grupa	Wiek (lata)	Wynik pooperacyjny uzyskanej osi stawu kolanowego			
		niedokorygowana	prawidłowa	przekorygowana	błędna
A	Do 65	15 (23,8)	37 (58,7)	6 (9,5)	5 (7,9)
	66–70	9 (22,5)	28 (70)	3 (7,5)	0 (0)
	71–75	7 (26,9)	17 (65,4)	1 (3,8)	1 (3,8)
	>75	10 (25,6)	25 (64,1)	3 (7,7)	1 (2,6)
B	Do 65	4 (11,8)	29 (85,3)	1 (2,9)	0 (0)
	66–70	2 (9,5)	19 (90,5)	0 (0)	0 (0)
	71–75	2 (9,1)	20 (90,9)	0 (0)	0 (0)
	>75	1 (6,3)	15 (93,8)	0 (0)	0 (0)

Źródło: Opracowanie własne.

Jednym z czynników wpływających na ryzyko powikłań endoprotezoplastyki stawu kolanowego jest czas przebiegu operacji. W celu analizy przydatności zastosowania metod przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki stawu kolanowego autor porównał średni czas operacji pomiędzy grupą A i B pacjentów.

Tab. 13. Czas operacji w zależności od zastosowanej metody

Zmienna		Czas operacji					Wynik testu statystycznego
		M	Me	SD	Min	Max	
Grupa	A	140,75	137,5	27,11	90	210	U = 1922,5; p = 0,001
	B	126,41	120	26,74	75	220	

Źródło: Opracowanie własne.

Wprowadzenie przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki stawu kolanowego na podstawie pomiarów rentgenograficznych zdjęć pomiarowych pozwoliło na skrócenie średniego czasu operacji ze 140,75 minuty dla grupy A (zakres od 90 minut do 210 minut, odchylenie standardowe: 27,11 minuty) do 126,41 minuty

dla grupy B (zakres od 75 minut do 220 minut, odchylenie standardowe: 26,74 minuty). Różnica ta była istotna statystycznie – $p = 0,001$ (tabela 13).

10.3. Ocena związku pomiędzy osiąganą pooperacyjnie korekcją osi mechanicznej kończyny i korekcją deformacji stawu kolanowego a satysfakcją i wynikiem funkcjonalnym pacjentów po endoprotezoplastyce całkowitej stawu kolanowego

Jednym z celów mojej pracy było określenie związku pomiędzy osiąganą pooperacyjnie korekcją osi mechanicznej kończyny i korekcją deformacji stawu kolanowego a satysfakcją i wynikiem funkcjonalnym pacjentów po endoprotezoplastyce całkowitej stawu kolanowego. Analizowany był również wpływ wieku pacjenta i wartości wskaźnika BMI oraz wzajemna zależność pomiędzy wynikiem funkcjonalnym a satysfakcją pooperacyjną pacjentów.

Dla całej badanej grupy średnia wartość wyniku w skali NRS dla satysfakcji wynosiła 6,8/10 (zakres od 0 do 10), średni wynik w skali NRS dla dolegliwości bólowych był równy 2,75 (zakres od 1 do 8), natomiast średni wynik w skali Oxford 37,1 (zakres od 24 do 48). W grupie 19 pacjentów konieczne było wykonanie realloplastyki stawu kolanowego, co stanowi 7,6% badanych. U 8 pacjentów wskazaniem do realloplastyki był przykurcz zgięciowy lub wyprostny stawu kolanowego, reoperacja ograniczała się do redresji z wymianą wkładki polietylenowej, u 3 przyczyną była infekcja okołoprotezowa, natomiast u 8 doszło do obluzowania lub złamania okołoprotezowego z koniecznością wykonania realloplastyki z użyciem systemu rewizyjnego.

W badanej grupie pacjentów 44 zgłosiło wynik skali NRS dla satysfakcji z zabiegu w zakresie 0–5 (w skali od 0 do 10), oznaczający brak satysfakcji lub ograniczoną satysfakcję z wyników wykonanej endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Autor badał również zależność pomiędzy uzyskaną pooperacyjnie osią mechaniczną kończyny dolnej a satysfakcją pacjentów – wyniki przedstawiono w tabeli 14.

Tab. 14. Statystyki opisowe dotyczące satysfakcji w podziale na uzyskaną pooperacyjnie oś mechaniczną kończyny dolnej

Oś	M	Me	SD	Min	Max
Niedokorygowana	6,36	7	2,74	0	10
Prawidłowa	7,18	8	2,43	0	10
Przekorygowana	4,73	5	2,83	0	10
Błędna	4,8	4	3,27	0	10

Źródło: Opracowanie własne.

Najwyższą średnią wartość satysfakcji pooperacyjnej uzyskali pacjenci, u których po operacji oś określana była jako „prawidłowa” – 7,18/10 (zakres od 0 do 10, odchylenie standardowe: 2,43). Najmniejszą satysfakcję z wyników operacji zgłaszali pacjenci, u których oś stawu kolanowego została podczas operacji przekorygowana – 4,73/10 (zakres od 0 do 10, odchylenie standardowe: 2,83). Średnia wartość satysfakcji dla pacjentów z prawidłowo odtworzoną osią pooperacyjną jest istotnie statystycznie ($p = 0,01$) wyższa w porównaniu z osią przekorygowaną.

Autor nie stwierdził istotnych statystycznie różnic pomiędzy płcią operowanego pacjenta a stwierdzoną pooperacyjnie satysfakcją z wyników endoprotezoplastyki całkowitej stawu kolanowego (tabela 15).

Tab. 15. Satysfakcja badanych osób w podziale na płeć

Zmienna	Płeć	M	Me	SD	Min	Max	Wynik testu statystycznego
Satysfakcja	K	6,65	7	2,83	0	10	U = 3215,5; p = 0,73
	M	7,14	7,5	1,99	0	10	

Źródło: Opracowanie własne.

Autor nie stwierdził również istotnych statystycznie zależności pomiędzy wiekiem i BMI operowanego pacjenta a satysfakcją z wyników operacji (tabela 16).

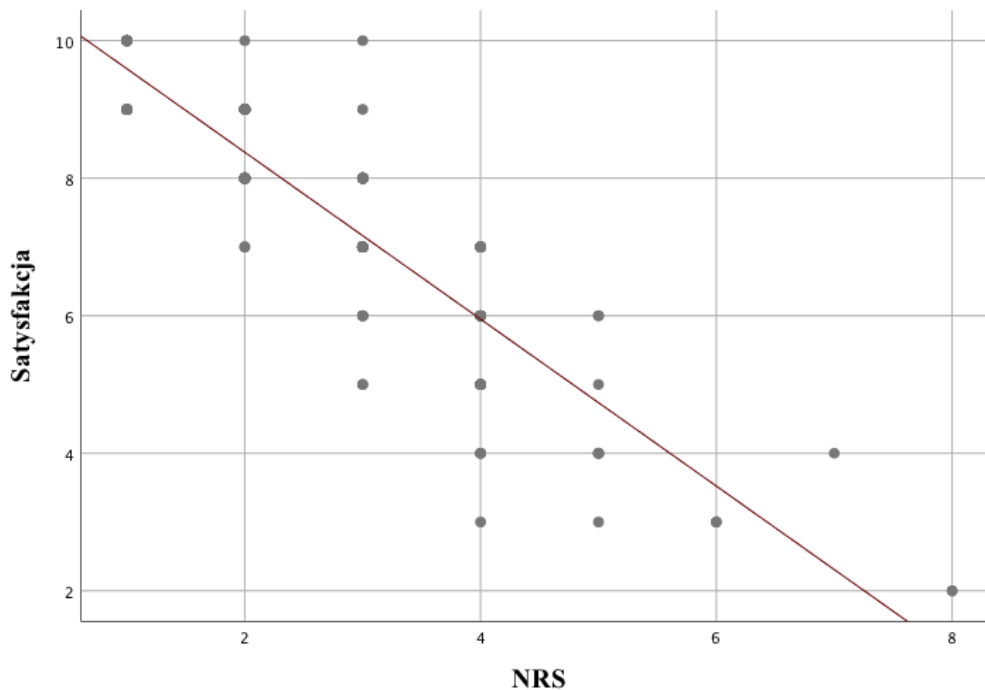
Tab. 16. Związek pomiędzy satysfakcją a wskaźnikiem BMI i wiekiem w badanej grupie osób

Zmienna	Satysfakcja
BMI	$r = -0,05$; $p = 0,55$
Wiek	$r = -0,08$; $p = 0,29$

Źródło: Opracowanie własne.

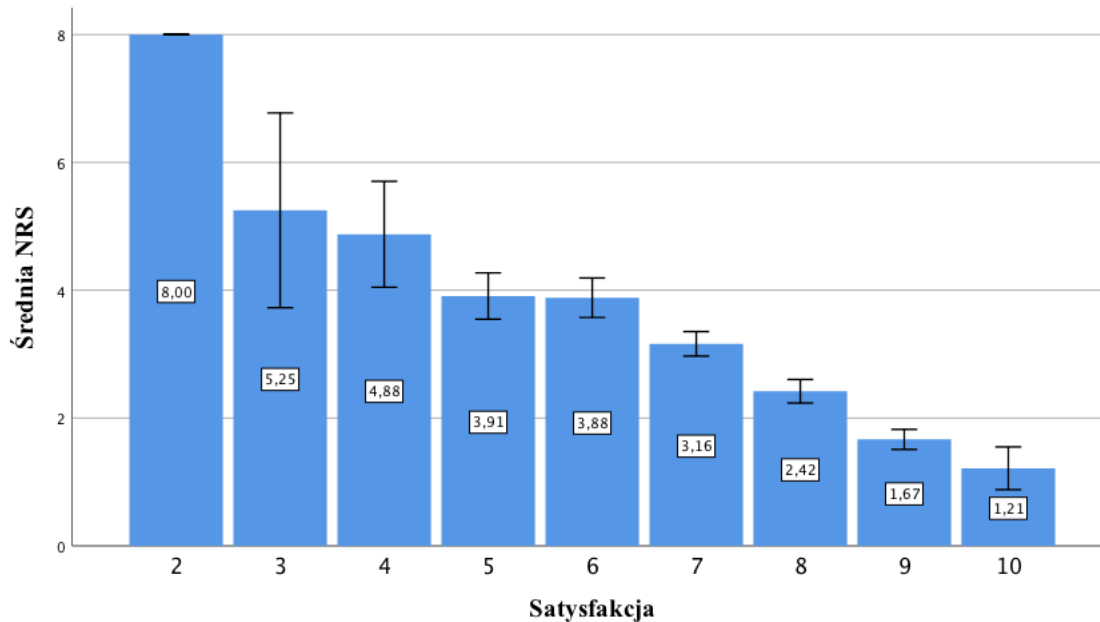
Satysfakcja pacjentów po operacji zależna była od wyników w skalach NRS i Oxford. Im niższy był wynik w skali NRS, tym większa satysfakcja pacjentów $r = -0,86$; $p < 0,001$. Im wyższy był wynik w skali Oxford, tym większa satysfakcja pacjentów $r = -0,87$; $p < 0,001$.

Zależności pomiędzy utrzymującymi się dolegliwościami bólowymi (ocenianymi skalą NRS) a satysfakcją pacjentów przedstawiono na wykresie 2 i wykresie 3. Natomiast zależności pomiędzy wynikiem funkcjonalnym operacji (ocenianym skalą Oxford) a satysfakcją pacjentów zaprezentowano na wykresie 4 i wykresie 5.



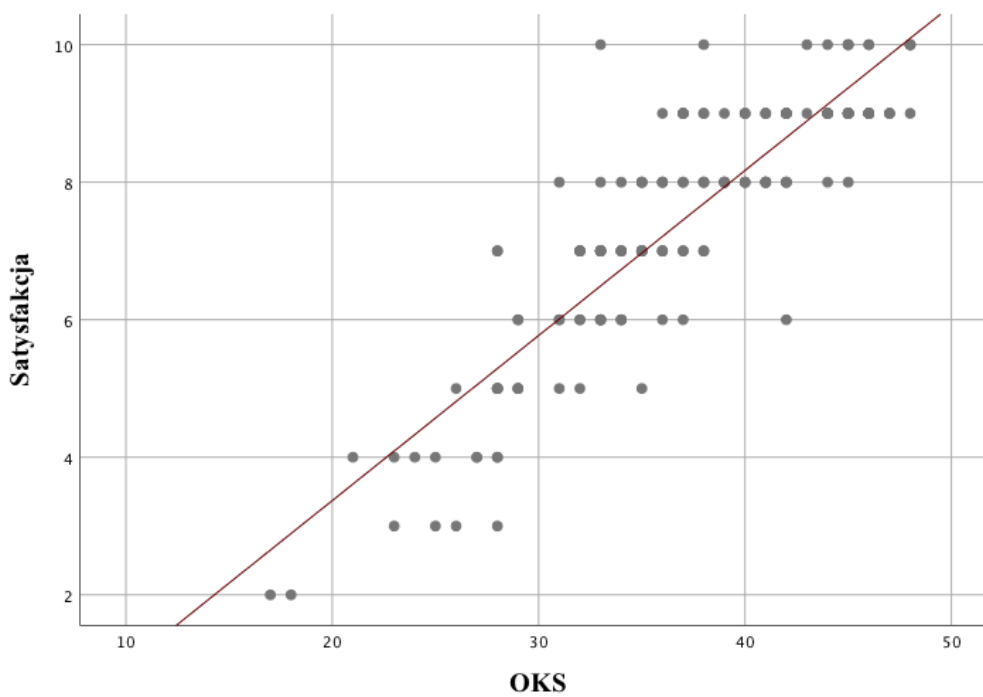
Wykres 2. Związek pomiędzy wynikiem skali NRS a satysfakcją badanych osób

Źródło: Opracowanie własne.



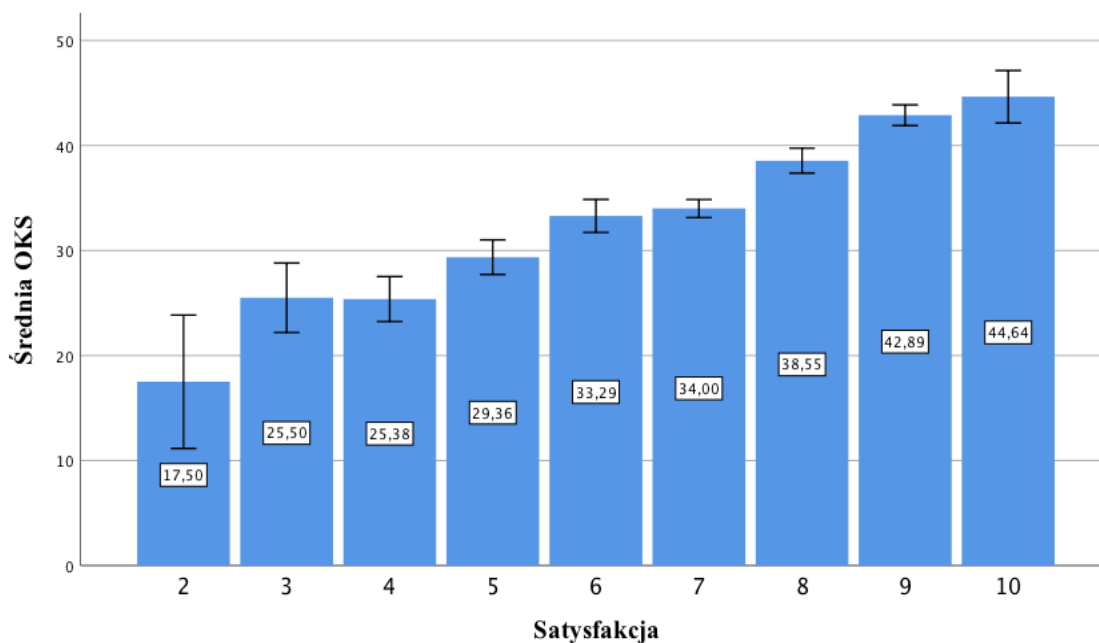
Wykres 3. Związek pomiędzy wynikiem w skali NRS a satysfakcją badanych osób

Źródło: Opracowanie własne.



Wykres 4. Związek pomiędzy wynikiem w skali Oxford a satysfakcją badanych osób

Źródło: Opracowanie własne.



Wykres 5. Związek pomiędzy wynikiem w skali Oxford a satysfakcją badanych osób

Źródło: Opracowanie własne.

Wyniki w skalach NRS i Oxford zależne były w sposób istotny statystycznie od osiągniętej pooperacyjnie osi stawu kolanowego (zgodnie z opisywanym wcześniej, przyjętym w niniejszej pracy podziałem na oś prawidłową, niedokorygowaną, przekorygowaną i błędną).

Średnia wartość wyniku w skali NRS dolegliwości bólowych dla grupy pacjentów z prawidłowo odtworzoną pooperacyjnie osią stawu kolanowego okazała się istotnie statystycznie niższa ($p = 0,03$) w porównaniu z grupą z osią przekorygowaną i błędną. Średnia wartość wyniku w skali NRS dolegliwości bólowych dla grupy pacjentów z prawidłowo odtworzoną osią mechaniczną wynosiła 2,66 (zakres od 1 do 8, odchylenie standardowe: 1,39). W grupie pacjentów z pooperacyjną osią mechaniczną kończyny dolnej określanej jako „niedokorygowana” średni wynik w skali NRS dla dolegliwości bólowych wynosił 2,79 (zakres od 1 do 5, odchylenie standardowe: 1,1). W grupie z pooperacyjną osią „przekorygowaną” średni wynik w skali NRS dla dolegliwości bólowych wynosił 3,75 (zakres od 2 do 5, odchylenie standardowe: 1,04). W grupie pacjentów, u których podczas operacji deformacja osi mechanicznej została pogłębiona, średni wynik skali NRS dolegliwości bólowych wynosił 3,5 (zakres od 1 do 5, odchylenie standardowe: 1,73).

Podobnie średnia wartość wyniku skali Oxford dla grupy pacjentów, u których pooperacyjnie odtworzona została prawidłowa oś stawu kolanowego, okazała się

istotnie statystycznie wyższa ($p = 0.049$) w porównaniu z osią przekorygowaną i błędną.

Średnia wartość wyniku w skali Oxford dla grupy pacjentów z prawidłowo odtworzoną osią mechaniczną wynosiła 37,43 (zakres od 25 do 48, odchylenie standardowe: 7,42). W grupie pacjentów z pooperacyjną osią mechaniczną kończyny dolnej określanej jako „niedokorygowana” średni wynik w skali Oxford wynosił 36,08 (zakres od 25 do 47, odchylenie standardowe: 6,41). W grupie z pooperacyjną osią „przekorygowaną” średni wynik w skali Oxford wynosił 32,38 (zakres od 24 do 42, odchylenie standardowe: 6,16). W grupie pacjentów, u których podczas operacji deformacja osi mechanicznej została pogłębiona, średni wynik skali Oxford wynosił 31,5 (zakres od 25 do 41, odchylenie standardowe: 9,11) (tabela 17).

Tab. 17. Statystyki opisowe dotyczące wyników skali NRS i Oxford (Oxf) w grupach osób podzielonych ze względu na uzyskaną pooperacyjnie oś stawu kolanowego

Oś mechaniczna pooperacyjna	Zmienna	M	Me	SD	Min	Max
Niedokorygowana	Oxf	36,08	33,5	6,41	25	47
	NRS	2,79	3	1,1	1	5
Prawidłowa	Oxf	37,43	38	7,42	25	48
	NRS	2,66	2	1,39	1	8
Przekorygowana	Oxf	32,38	31	6,16	24	42
	NRS	3,75	4	1,04	2	5
Błędna	Oxf	31,5	28	9,11	25	45
	NRS	3,5	4	1,73	1	5

Źródło: Opracowanie własne.

W grupie pacjentów operowanych bez użycia planowania przedoperacyjnego (A) średnia wartość satysfakcji pacjentów z wyników operacji wynosiła 6,47/10 (zakres od 0 do 10), średnia wartość skali NRS dolegliwości bólowych była równa 2,79/10 (zakres od 1 do 8), natomiast średni wynik w skali Oxford 36,54/48 (zakres od 24 do 46).

Wprowadzenie planowania przedoperacyjnego pozwoliło na istotną poprawę wyników. Średnia wartość satysfakcji z operacji pacjentów wzrosła do 7,17/10 (zakres od 0 do 10), wartość nasilenia dolegliwości bólowych skali NRS spadła do 2,72/10 (zakres od 1 do 5), natomiast średni wynik w skali Oxford wzrósł do 37,55/48 (zakres od 25 do 48).

W grupie pacjentów operowanych bez planowania przedoperacyjnego odsetek pacjentów niezadowolonych z wyników operacji (0–5/10) wynosił 28,8%. Wprowadzenie przedoperacyjnego planowania pozwoliło na zmniejszenie odsetka do 20,7%.

W grupie pacjentów, u których po operacji uzyskano prawidłową oś kończyny dolnej, odsetek niezadowolonych z wyników endoprotezoplastyki wynosił 19,1%. Dla porównania w grupie pacjentów z osią stawu kolanowego niedokorygowaną było to 24,1%, natomiast w grupie z osią przekorygowaną – 45,4%.

Przeprowadzone przez autora badania pozwoliły na określenie parametrów rentgenometrycznych morfotypów deformacji stawów kolanowych w przebiegu gonartrozy oraz zależności pomiędzy zastosowaniem przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki całkowitej stawu kolanowego a skutecznością odtworzenia założonej pooperacyjnej osi mechanicznej kończyny dolnej, wynikami funkcjonalnymi i satysfakcją pacjentów z wyników przeprowadzonego leczenia w badanej populacji pacjentów.

11. Dyskusja

Sprostanie oczekiwaniom pacjentów dotyczącym wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego jest jednym z najważniejszych wyzwań, przed którymi stoi współczesna ortopedia. Pomimo rozwoju technologicznego implantów, techniki operacyjnej dotychczas opisywany w literaturze odsetek niezadowolonych pacjentów wynosi 20–30% [4, 58, 76, 77]. Problem braku satysfakcji pacjentów jest szczególnie istotny w obliczu rosnącego zapotrzebowania i częstości wykonywania endoprotezoplastyk stawu kolanowego – według szacunków w obecnym, 2020 roku w samych Stanach Zjednoczonych liczba wykonanych endoprotezoplastyk stawu kolanowego przekroczy milion rocznie, natomiast do 2025 roku przekroczy trzy miliony rocznie [5]. Odsetek pacjentów nieusatysfakcjonowanych z wyników operacji w niniejszej pracy wynosi 24,5%, a więc zbliżony jest do rezultatów występujących w literaturze. Wciąż badane są czynniki wpływające na satysfakcję pacjentów z wyników operacji. Jednym z czynników wymienianych jako mające istotne znaczenie jest odtworzona w trakcie operacji oś mechaniczna kończyny dolnej [94, 95].

Jednym z celów mojej pracy było określenie morfotypów deformacji stawu kolanowego w przebiegu gonartrozy. Wśród pacjentów z zaawansowanymi zmianami zwyrodnieniowymi stawu kolanowego przeważa deformacja osi typu szpotawego (80,6% vs. 18,6%). Deformacja typu koślawego występuje przede wszystkim u kobiet (84,3%; $p = 0,02$). Wyniki zbliżone są do powszechnie występujących w literaturze – badania Desme wskazywały, że deformacja szpotawa jest około pięciokrotnie częstsza [1, 110].

Średnia wartość wskaźnika BMI (*body mass index*) jest większa w grupie pacjentów z deformacją typu szpotawego (31,5 vs. 28,6). Jednocześnie średnia wartość wskaźnika BMI całej grupy badanej – 31,16, wskazuje otyłość jako czynnik ryzyka rozwoju choroby zwyrodnieniowej.

Morfotypy poszczególnych deformacji stawu kolanowego różnią się między sobą. W grupie stawów kolanowych szpotawych średnia wartość deformacji (wyrażana kątem różnicy pomiędzy osią mechaniczną kości udowej i piszczelowej (HKA)) wynosi 11,1 stopnia (w zakresie od 1 stopnia do 35 stopni). Przesunięcie osi mechanicznej kończyny dolnej wynosiło średnio 0,33%, co świadczy, że oś mechaniczna kończyny dolnej średnio przebiegała przez przyśrodkowy brzeg plateau kości piszczelowej. Główną składową morfotypu deformacji stanowi zmiana w obrębie kości piszczelowej

– średnia wartość kąta piszczelowego proksymalnego przyśrodkowego (MPTA) wynosiła średnio 83,94 stopnia. Zdecydowanie mniejszy wpływ średnio miała deformacja w obrębie kości udowej – średnia wartość kąta udowego dystalnego bocznego wynosiła 90,11 stopnia. Istotną składową całości zaburzenia średniej osi mechanicznej jest deformacja śródstawowa – kąt konwergencji linii stawowej (JLCA) wynosił średnio 4,87 stopnia.

W grupie stawów kolanowych koślawych średnia deformacja osi stawu kolanowego wynosiła 8,86 stopnia (zakres 0,8–24), przesunięcie osi mechanicznej – 87,68%. Średnia wartość kąta piszczelowego przyśrodkowego (MPTA) wynosiła 90,9 stopnia, średnia wartość kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA) była równa 84,7 stopnia, co świadczy, że zmiana w obrębie kości udowej jest główną składową deformacji. Kąt konwergencji linii stawowej JLCA wynosił średnio 3,19 stopnia.

Przedstawione morfotypy zmian w obrębie stawu kolanowego, zgodnie z przeważającymi w literaturze danymi, podkreślają różnice pomiędzy składowymi deformacji szpotawej i koślawej w gonartrozie. Thienpont w swoich badaniach udowodnił, że deformacja szpotawa zależna jest głównie od zmiany w obrębie kości piszczelowej, natomiast deformacja koślawa od zmiany w obrębie kości udowej [111]. Jedynie Hofmann, w pracy *Osteotomies of the knee joint in patients with monocompartmental arthritis*, zauważył, że deformacja szpotawa może charakteryzować się w głównej mierze zmianą wartości kąta udowego dystalnego bocznego (LDFA), a koślawa – piszczelowego przyśrodkowego proksymalnego (MPTA) [112].

Wyniki badań w niniejszej pracy zgodne są z wnioskami przedstawionymi przez Thienponta. Deformacja szpotawa najczęściej zależna jest od zmian w obrębie kości piszczelowej (stanowi średnio 54,9% całości deformacji) i deformacji śródstawowej stanowiącej średnio 44,1% całości. Deformacja koślawa najczęściej zależna jest od zmiany w obrębie kości udowej (56,5% całości deformacji) i deformacji śródstawowej – 33,9%.

Zaprezentowane wyniki potwierdzają jednocześnie, że deformacja w zaawansowanej gonartrozie ma charakter mieszany – istotne są komponenty zarówno pozastawowe i śródstawowe.

W praktyce, mając na uwadze przedstawione informacje podczas wykonywania endoprotezoplastyki stawu kolanowego, w przypadku deformacji szpotawej należy spodziewać się konieczności wykonania większej resekcji kłykcia bocznego kości

piszczelowej, natomiast w przypadku deformacji koślawej – większej resekcji kłykcia przyśrodkowego kości udowej. Oczywiście dane te dotyczą wyłącznie średnich tego typu deformacji. W badaniu zdarzały się stawy kolanowe, w których pomimo szpotawej deformacji główną składową była zmiana w obrębie kości udowej (maksymalna wartość kąta dystalnego udowego bocznego – 103 stopnie), natomiast wartość kąta przyśrodkowego proksymalnego piszczelowego była prawidłowa lub wskazywała wręcz na koślawość (największa stwierdzona wartość MPTA w stawie kolanowym szpotawym to 93 stopnie). W deformacjach koślawych osi kończyny dolnej wartość kąta przyśrodkowego piszczelowego proksymalnego wynosiła maksymalnie 102 stopnie, natomiast kąta dystalnego udowego bocznego 90,5 stopnia.

Podczas analizy morfotypów deformacji stawów kolanowych ocenie poddano również kąt różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) i jego praktyczną modyfikację – kąt śródszpikowy (IM). Pomiar wartości tych kątów stosowany jest do ustalenia kąta koślawości cięcia (VCA) dystalnego kości udowej w metodzie przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki stawu kolanowego.

Średnia wartość kąta różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej w badanej grupie pacjentów z deformacją koślawą wynosiła 6,63 stopnia, natomiast w grupie z deformacją szpotawą 7,29 stopnia. Wartości kąta w badanej grupie pacjentów były wyższe niż dotychczasowe opisywane w literaturze (5,6 – Bardakos, 6,4 – Tan, 6,5 – Jingjit), co może świadczyć, że kąt ten cechuje się znaczną osobniczą zmiennością [26, 113, 114, 115].

Średnia wartość kąta śródszpikowego (IM) w grupie stawów kolanowych koślawych wynosiła 5,55 stopnia, natomiast w grupie stawów kolanowych szpotawych 6,81. Różnica ta jest istotna statystycznie ($p < 0,001$). Oznacza to, że stawy kolanowe o wyjściowej deformacji koślawej cechuje istotnie statystycznie mniejsza wartość zarówno kąta FMAA i IM w porównaniu ze stawami o deformacji szpotawej.

Zmienność morfotypów deformacji podkreśla znaczenie i przydatność przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki stawu kolanowego.

Wyniki przedstawione w niniejszej pracy potwierdzają, że pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej jest istotnym czynnikiem wpływającym na wynik funkcjonalny i satysfakcję pacjenta z operacji. Średnia wartość satysfakcji pacjenta z wyników operacji w grupie pacjentów z prawidłowo odtworzoną osią mechaniczną kończyny dolnej wynosiła 7,18/10. W grupie pacjentów u których prawidłowa oś nie została odtworzona, średni wynik satysfakcji z operacji wyniósł 5,73/10. Wyniki te

potwierdzają wnioski A. Lombardiego, M. Haidiego i Matsudy [94, 95, 96], którzy stwierdzili, że pooperacyjna oś kończyny dolnej wpływa na satysfakcję pacjentów z wyników zabiegu. Odsetek niezadowolonych pacjentów w grupie z prawidłowo odtworzoną osią mechaniczną operowanej kończyny wyniósł 19,1%, natomiast w grupie pacjentów, u których prawidłowa oś nie została odtworzona – 34,78%.

Najlepszy średni wynik satysfakcji osiągnęli pacjenci, u których pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej, zgodnie z założeniami R. Jeffereya, mieściła się w granicy ± 3 stopni od osi neutralnej (zakres kąta udowo-piszczelowego HKA od -3 do $+3$ stopni) [7]. W grupie pacjentów z pierwotną deformacją szpotawą przekraczającą 10 stopni najlepsze średnie wyniki satysfakcji, zgodnie z teorią konstytucjonalną Bellemansa, Vanlomella, osiągnęli pacjenci, u których pooperacyjna oś pozostawała nieznacznie (HKA w zakresie 1 do 5 stopni) szpotawa [97, 98]. Najmniejszą satysfakcję z wyników endoprotezoplastyki zgłaszali pacjenci, u których pooperacyjną oś mechaniczną kończyny dolnej określano jako przekorygowaną. Średnia wartość satysfakcji w tej grupie wynosiła 4,73/10, natomiast odsetek niezadowolonych pacjentów był równy 45,4%. Różnica wyników była istotna statystycznie w porównaniu z grupą pacjentów, u których oś została odtworzona prawidłowo.

Podkreślić należy fakt, że pomimo prawidłowego odtworzenia osi wciąż ponad 19% pacjentów nie było w pełni usatysfakcjonowanych z operacji. Wynik ten potwierdza założenie, że stopień zadowolenia z wyników operacji zależy od wielu czynników. Odtworzenie osi, mimo że jest czynnikiem istotnym, nie determinuje efektu końcowego. Jednocześnie, zgodnie z wynikami mojego badania, satysfakcja pacjenta z wyników operacji nie jest zależna od płci pacjenta, jego wieku i wartości wskaźnika BMI. Różnice tych zmiennych pomiędzy grupą pacjentów zadowolonych z wyników endoprotezoplastyki i niezadowolonych, nie były istotne statystycznie.

Satysfakcja pacjentów z wyników operacji jest zależna od wyników funkcjonalnych i ewentualnych utrzymujących się pooperacyjnych dolegliwości bólowych. Im mniejsze dolegliwości bólowe, tym większa satysfakcja pacjentów z wyników operacji, $p < 0,001$. Im wyższy wynik funkcjonalny pooperacyjny pacjenta (w badaniu autora mierzony w skali NRS), tym większa satysfakcja pacjenta z wyników endoprotezoplastyki, $p < 0,001$.

Najlepszy średni wynik funkcjonalny (37,43/48) osiągnęli pacjenci, u których pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej mieściła się w granicy ± 3 stopni od osi neutralnej, natomiast dla pacjentów z pierwotną szpotawością większą niż 10 stopni

pooperacyjna oś wynosiła 1–5 stopni szpotawości. W grupie z prawidłowo odtworzoną osią mechaniczną najniższa była średnia wartość w skali NRS określającej dolegliwości bólowe (2,66/10).

W grupie pacjentów z nieprawidłowo odtworzoną pooperacyjną osią mechaniczną najlepsze wyniki funkcjonalne i najmniejsze dolegliwości bólowe zgłaszali pacjenci z osią ocenioną jako „niedokorygowana”. Średni wynik w skali Oxford w grupie pacjentów z osią niedokorygowaną wyniósł 36,08/42, natomiast średnia wartość w skali NRS 2,79/10. Różnica wyników skal NRS i Oxford pomiędzy grupą pacjentów z prawidłową osią pooperacyjną i osią niedokorygowaną nie była istotna statystycznie.

Grupa pacjentów, w której pooperacyjną oś mechaniczną kończyny dolnej oceniono jako „przekorygowaną”, uzyskała najgorsze wyniki w skali NRS dla dolegliwości bólowych – 3,75/10, natomiast średnia wartość wyniku skali funkcjonalnej wynosiła 32,38/48. Różnice w wyniku skali NRS pomiędzy grupą a grupą pacjentów z osią prawidłowo odtworzoną były istotne statystycznie ($p = 0,03$). Według badania Delporta z 2015 roku złe wyniki przekorygowania osi mechanicznej podczas operacji związane być mogą z nienaturalnym napięciem tkanek miękkich, w tym więzadeł pobocznych po stronie nadmiernej korekcji [100].

Najgorsze wyniki pooperacyjnej funkcji stawu kolanowego w skali Oxford osiągnęli pacjenci, u których podczas operacji deformacja stawu kolanowego została pogłębiona – pooperacyjna oś oceniona jako „błędna”. Średni wynik w skali Oxford dla tej grupy wynosił 31,5/48, natomiast średni wynik w skali NRS 3,5/10. Różnice w wyniku skali Oxford pomiędzy grupą pacjentów z błędnie odtworzoną osią mechaniczną operowanej kończyny i grupą z osią odtworzoną prawidłowo były istotne statystycznie ($p = 0,049$).

Przedstawione wyniki potwierdzają znaczenie odtworzonej osi mechanicznej kończyny dolnej dla wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Wykonując operację, należy dążyć do uzyskania osi mechanicznej neutralnej (z bezpieczną granicą ± 3 stopni), natomiast u pacjentów z pierwotną szpotawością większą niż 10 stopni należy dążyć do pozostawienia niewielkiej (1–5 stopni) szpotawości pooperacyjnej. Najgorsze wyniki osiągnane są u pacjentów, u których podczas operacji oś mechaniczna została przekorygowana lub pierwotna deformacja została pogłębiona. W grupie pacjentów z nieprawidłowo odtworzoną osią mechaniczną najlepsze wyniki uzyskiwane są u pacjentów z pooperacyjną osią mechaniczną niedokorygowaną.

Jak wykazał P.F. Choong, u 39% pacjentów, u których wykonano konwencjonalną endoprotezoplastykę stawu kolanowego, pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej oceniana była jako nieprawidłowa [9]. Zbliżony wynik stwierdzony został w grupie A tego badania – pacjentów operowanych metodą konwencjonalną, bez przedoperacyjnego planowania – u 36,3% (61 z 170 pacjentów) nie uzyskano prawidłowej osi mechanicznej kończyny dolnej. W grupie 13 pacjentów (7,7%) doszło do przekorygowania osi, natomiast u 7 pacjentów (4,4%) do pogłębienia pierwotnej deformacji.

W świetle przedstawionych wcześniej danych, w celu zmniejszenia odsetka niezadowolonych z wyników operacji pacjentów, należy zmniejszyć odsetek pacjentów z nieprawidłowo odtworzoną osią mechaniczną operowanej kończyny. Jedną z pierwszych wprowadzonych metod, mających na celu zwiększenie precyzji operacji, była endoprotezoplastyka z użyciem nawigacji komputerowej.

Dostępne w literaturze badania potwierdzają skuteczność tej metody. Odsetek nieprawidłowo odtworzonych osi mechanicznej kończyny dolnej w grupie operowanej z użyciem nawigacji komputerowej zmniejszył się z 20–39% do 1,7–12% [9, 10, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109]. Wprowadzenie nawigacji komputerowej wymaga znacznych nakładów sprzętowych i finansowych. Zgodnie z techniką operacyjną w znacznej części tego typu systemów konieczne jest przedoperacyjne wykonanie badania – tomografii komputerowej lub rezonansu magnetycznego stawu kolanowego. Podczas operacji wykorzystywane jest jednorazowe instrumentarium. Jednocześnie wydłużeniu ulega czas operacji – zgodnie z dostępnymi w literaturze badaniami średnio o 8–20 minut. Biorąc pod uwagę opisywane czynniki, większość ośrodków nie stosuje nawigacji komputerowej podczas endoprotezoplastyki stawu kolanowego [9, 10, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109].

Biorąc pod uwagę te informacje, uzasadnione wydają się badania dotyczące metod zwiększających precyzję endoprotezoplastyki stawu kolanowego, niewymagających tak rozbudowanego zaplecza technologicznego, sprzętowego i finansowego jak nawigacja komputerowa.

Planowanie endoprotezoplastyki stawu kolanowego oparte na rentgenometrii jest metodą prostą, wymagającą wyłącznie wykonania i analizy przedoperacyjnych zdjęć radiologicznych pomiarowych kończyn dolnych. Ocenione podczas pomiaru wyniki, zwłaszcza kąta różnicy pomiędzy osią anatomiczną i mechaniczną kończyny dolnej (FMAA), śródszpikowego (IM), dystalnego kąta udowego bocznego (LDFA)

i proksymalnego przyśrodkowego piszczelowego (MPTA), umożliwiając precyzyjne zaplanowanie przebiegu linii cięcia dystalnego kości udowej i proksymalnego kości piszczelowej, warunkujących pooperacyjną oś mechaniczną kończyny dolnej.

Wyniki pracy autora potwierdziły, że zastosowanie przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki z wykonaniem rentgenometrii w sposób istotny statystycznie poprawi precyzję operacji w porównaniu z metodą konwencjonalną. Wprowadzenie wspomnianej metody przedoperacyjnego planowania umożliwiło zwiększenie odsetka prawidłowo odtworzonych osi mechanicznych kończyny dolnej z 63,7% w grupie A (konwencjonalna endoprotezoplastyka) do 88,2% w grupie B. Różnica wyników między grupą A i B jest istotna statystycznie – $\chi^2(3) = 20,47$; $p < 0,001$.

Odsetek błędnie odtworzonych osi na poziomie 11,8% zbliżony jest do wyników osiągniętych przy użyciu nawigacji komputerowej podczas endoprotezoplastyki (1,7–12%) [9, 10, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109]. Jednocześnie użycie wspomnianej metody planowania przedoperacyjnego wymaga zdecydowanie mniejszych nakładów finansowych i sprzętowych w porównaniu z operacjami nawigowanymi komputerowo.

W grupie B pacjentów nie stwierdzono ani jednego przypadku pogłębienia pierwotnej deformacji podczas operacji, przekorygowanie osi odnotowano wyłącznie u 1,9% pacjentów. W grupie A przekorygowanie osi mechanicznej operowanej kończyny wystąpiło u 7,7%, natomiast pogłębienie pierwotnej deformacji u 4,2% pacjentów. Zmniejszenie odsetka pacjentów, u których pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej związana jest z najgorszymi wynikami funkcjonalnymi (przekorygowanie osi i pogłębienie pierwotnej deformacji), z 11,9% do 1,9%, stanowi istotny czynnik potwierdzający skuteczność przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki.

Precyzja konwencjonalnej endoprotezoplastyki stawu kolanowego istotnie związana jest z dokładnością odnalezienia punktów anatomicznych podczas operacji, koniecznych do wyznaczenia prawidłowych linii cięć kostnych. Precyzyjne określenie położenia środka stawu skokowego i środka stawu biodrowego jest szczególnie trudne u pacjentów otyłych. W grupie pacjentów z wartością wskaźnika BMI większą niż 30, operowanych metodą konwencjonalną, odsetek nieprawidłowo odtworzonych osi był największy i wynosił 37,8%. Wprowadzenie planowania przedoperacyjnego w grupie pacjentów z wartością wskaźnika BMI powyżej 30 umożliwiło zmniejszenie odsetka nieprawidłowo odtworzonych osi mechanicznych do 13,8%. Różnica w skuteczności

odtworzenia osi mechanicznej pomiędzy grupami A i B pacjentów z wartością wskaźnika BMI powyżej 30 była istotna statystycznie – $\lambda^2(3) = 11,88$; $p = 0,008$.

Wprowadzenie planowania przedoperacyjnego endoprotezoplastyki stawu kolanowego na podstawie radiologicznych zdjęć pomiarowych kończyn dolnych w sposób pośredni zwiększyło satysfakcję pacjentów z wyników operacji. W grupie A pacjentów, operowanych konwencjonalnie, odsetek niezadowolonych z wyników operacji pacjentów wynosił 28,8%, w grupie B, operowanej z użyciem przedoperacyjnego planowania, odsetek niezadowolonych pacjentów zmniejszył się do 20,7%.

Kolejnym analizowanym czynnikiem w badanej grupie był czas operacji. B. Ravi w swojej pracy z 2009 roku, opublikowanej w czasopiśmie „Lancet”, zauważył, że wydłużenie czasu trwania operacji zwiększa ryzyko infekcji miejsca operowanego [116]. Wprowadzenie planowania przedoperacyjnego pozwoliło na skrócenie średniego czasu operacji o około 15 minut. Średni czas operacji w grupie A pacjentów (operowanych metodą konwencjonalną) wynosił 140,75 minuty. Wprowadzenie planowania przedoperacyjnego z zastosowaniem metod radiometrycznych (grupa B) umożliwiło skrócenie średniego czasu operacji do 126,41 minuty.

Odtworzona w trakcie endoprotezoplastyki stawu kolanowego oś mechaniczna operowanej kończyny stanowi istotny czynnik wpływający na wynik funkcjonalny i satysfakcję pacjentów. Zmienność morfotypów deformacji stawu kolanowego i ograniczona precyzja konwencjonalnej endoprotezoplastyki stawu kolanowego utrudniają skuteczne odtworzenie prawidłowej osi mechanicznej. Planowanie endoprotezoplastyki stawu kolanowego na podstawie radiologicznych zdjęć pomiarowych kończyn dolnych jest skuteczną metodą, zwiększającą precyzję i skracającą czas operacji. W przyszłości niezbędne wydają się następne badania, których zadaniem będzie dalsza poprawa precyzji operacji i odnalezienie kolejnych czynników wpływających na satysfakcję pacjentów z wyników leczenia.

12. Wnioski

1. Wśród pacjentów z zaawansowanymi zmianami zwyrodnieniowymi stawu kolanowego przeważa deformacja osi mechanicznej typu szpotawego. Deformacja typu koślawego występuje przede wszystkim u kobiet. Średnia wartość wskaźnika BMI (*body mass index*) jest większa w grupie pacjentów z deformacją typu szpotawego.
2. W deformacjach typu szpotawego główną składową morfotypu jest zmiana w obrębie kości piszczelowej, natomiast w grupie stawów kolanowych koślawych główną składową deformacji jest zmiana w obrębie kości udowej. Deformacja śródstawowa jest istotną częścią całości deformacji w zaawansowanych zmianach zwyrodnieniowych stawu kolanowego.
3. Wartość kątów: różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) i śródszpikowego (IM), jest istotnie statystycznie mniejsza w deformacjach typu koślawego niż szpotawego.
4. Przedoperacyjne planowanie endoprotezoplastyki stawu kolanowego oparte na metodach rentgenometrycznych statystycznie istotnie poprawia skuteczność w odtwarzaniu założonej osi mechanicznej operowanej kończyny w porównaniu z metodą konwencjonalną. Odsetek prawidłowo odtworzonych osi mechanicznych w grupie endoprotezoplastyk wykonanych z przedoperacyjnym planowaniem zbliżony jest do wyników osiągniętych przy użyciu nawigacji komputerowej.
5. Zastosowanie przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki opartego na metodach rentgenometrycznych istotnie, średnio o 15 minut, skraca czas operacji.
6. Odtworzona podczas operacji oś mechaniczna kończyny dolnej jest czynnikiem istotnie wpływającym na wynik funkcjonalny i pooperacyjną satysfakcję pacjentów z wyników leczenia.
7. Największą satysfakcję z wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego zgłaszają pacjenci których pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej jest neutralna (± 3 stopnie), natomiast w grupie pacjentów z pierwotną szpotawością większą niż 10 stopni najlepsze wyniki osiągają pacjenci z nieznaczną pooperacyjną szpotawością (1–5 stopni).
8. Najgorsze wyniki funkcjonalne i najmniejszą satysfakcję zgłaszają pacjenci, u których podczas operacji oś mechaniczna została przekorygowana lub deformacja pogłębiona.
9. Satysfakcja pacjenta z wyników operacji jest bezpośrednio związana z wynikami funkcjonalnymi i ewentualnymi utrzymującymi się dolegliwościami bólowymi.

Streszczenie

Endoprotezoplastyka stawu kolanowego jest „złotym standardem” w leczeniu zaawansowanych postaci gonartrozy. Jednocześnie pomimo ciągłego rozwoju technologicznego implantów i techniki operacyjnej 20–30% pacjentów nie jest usatysfakcjonowanych z wyników operacji. Jednym z czynników potencjalnie wpływających na zadowolenie pacjenta z wyników endoprotezoplastyki jest pooperacyjna oś mechaniczna operowanej kończyny, determinowana wykonanymi w trakcie operacji cięciami kostnymi: dystalnym udowym i proksymalnym piszczelowym. Konwencjonalna technika endoprotezoplastyki stawu kolanowego zakłada wyłącznie śródoperacyjne określenie przebiegu linii wspomnianych cięć, jednak nawet w 39% przypadków może prowadzić do błędnego odtworzenia osi. Zastosowanie nawigacji komputerowej umożliwia znaczącą redukcję – do około 1,7–12% – błędów w odtwarzaniu osi, wymaga jednak znacznych nakładów sprzętowych, finansowych i związane jest z wydłużeniem czasu operacji. Zastosowanie planowania przedoperacyjnego z użyciem metod rentgenometrycznych na podstawie radiologicznych zdjęć pomiarowych kończyn dolnych umożliwia przedoperacyjne określenie przebiegu linii cięcia, przy zdecydowanie mniejszych nakładach sprzętowych i finansowych.

Celem niniejszej pracy była wieloaspektowa analiza skuteczności wykorzystania przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki stawu kolanowego na podstawie parametrów uzyskanych podczas oceny zdjęć pomiarowych kończyn dolnych: 1. analiza morfotypów deformacji stawu kolanowego w zaawansowanej gonartrozie; 2. porównanie skuteczności metod planowania przedoperacyjnego i konwencjonalnej endoprotezoplastyki w odtwarzaniu założonej osi mechanicznej kończyny dolnej; 3. ocena związku pomiędzy odtworzoną osią kończyny dolnej a satysfakcją i wynikiem klinicznym pacjentów po endoprotezoplastyce stawu kolanowego.

Materiał: 250 pacjentów (274 stawy kolanowe), u których wykonano pierwotną endoprotezoplastykę całkowitą stawu kolanowego, podzielonych na dwie grupy: A – 170 stawów kolanowych operowanych w sposób konwencjonalny, bez planowania przedoperacyjnego – na podstawie śródoperacyjnego wyznaczenia punktów anatomicznych; B – 104 stawy kolanowe operowane z użyciem przedoperacyjnego planowania na podstawie radiologicznych zdjęć pomiarowych kończyn dolnych i parametrów: kąta różnicy pomiędzy osią anatomiczną i mechaniczną kości udowej

(FMAA), śródszpikowego (IM), dystalnego kąta udowego bocznego (LDFA) i proksymalnego kąta piszczelowego przyśrodkowego (MPTA).

Metody: 1. ocena rentgenometryczna na podstawie zdjęć pomiarowych kończyn dolnych wykonanych standardowo 1–2 dni przed zabiegiem operacyjnym oraz standardowo w 3.–6. dobie po operacji; 2. ocena średnio odległych efektów endoprotezoplastyki stawu kolanowego przy użyciu skali funkcjonalnej Oxford, skali NRS dla dolegliwości bólowych i skali NRS dla satysfakcji z wyników leczenia.

Wyniki: Deformacja typu szpotawego stanowiła 80,6% wszystkich deformacji stawu kolanowego, natomiast deformacja kośława 18,6%. Deformacja typu kośłowego pięciokrotnie częściej występuje u kobiet. Główną składową morfotypu w deformacji typu szpotawego jest zmiana w obrębie kości piszczelowej, wyrażana zmniejszeniem wartości kąta piszczelowego proksymalnego przyśrodkowego – średnia wartość stanowiła 83,94 stopnia, natomiast kąta dystalnego udowego bocznego 90,11 stopnia. W deformacjach typu kośłowego główną składową morfotypu jest zmiana w obrębie kości udowej, wyrażana zmniejszeniem średniej wartości kąta dystalnego udowego bocznego do 84,69 stopnia, średnia wartość kąta proksymalnego piszczelowego przyśrodkowego wynosiła 90,9 stopnia. W grupie A pacjentów założoną oś mechaniczną kończyny dolnej uzyskano w 63,7% przypadków. W grupie B pacjentów, operowanych z użyciem planowania przedoperacyjnego, odsetek prawidłowo odtworzonych osi wynosił 88,2%. Średni czas operacji w grupie A wynosił 140,75 minuty, w grupie B 126,41 minuty ($p = 0,001$). Średni wynik satysfakcji większy był w grupie z prawidłowo odtworzoną osią – 7,18/10 (19,1% pacjentów nieusatysfakcjonowanych), niż w grupie z nieprawidłowo odtworzoną osią – 5,73/10 (34,78% pacjentów nieusatysfakcjonowanych). Najgorsze wyniki osiągnęli pacjenci z osią przekorygowaną – średnie zadowolenie wynosiło 4,73/10, a odsetek niezadowolonych pacjentów 45,4%, i z pogłębioną pierwotną deformacją. Odsetek niezadowolonych pacjentów w grupie A wynosił 28,8%, natomiast w grupie B, operowanej z użyciem planowania przedoperacyjnego, 20,7%. Satysfakcja z wyników operacji bezpośrednio związana jest z nasileniem dolegliwości bólowych i wynikiem funkcjonalnym ($p < 0,001$).

Przedstawione w pracy wyniki umożliwiły sformułowanie następujących wniosków:

1. Wśród pacjentów z zaawansowanymi zmianami zwyrodnieniowymi stawu kolanowego przeważa deformacja osi mechanicznej typu szpotawego. Deformacja

typu koślawego występuje przede wszystkim u kobiet. Średnia wartość wskaźnika BMI (*body mass index*) jest większa w grupie pacjentów z deformacją typu szpotawego.

2. W deformacjach typu szpotawego główną składową morfotypu jest zmiana w obrębie kości piszczelowej, natomiast w grupie stawów kolanowych koślawych główną składową deformacji jest zmiana w obrębie kości udowej. Deformacja śródstawowa jest istotną częścią całości deformacji w zaawansowanych zmianach zwyrodnieniowych stawu kolanowego.
3. Wartość kątów: różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA) i śródszpikowego (IM), jest istotnie statystycznie mniejsza w deformacjach typu koślawego niż szpotawego.
4. Przedoperacyjne planowanie endoprotezoplastyki stawu kolanowego oparte na metodach rentgenometrycznych statystycznie istotnie poprawia skuteczność w odtwarzaniu założonej osi mechanicznej operowanej kończyny w porównaniu z metodą konwencjonalną. Odsetek prawidłowo odtworzonych osi mechanicznych w grupie endoprotezoplastyk wykonanych z przedoperacyjnym planowaniem zbliżony jest do wyników osiągniętych przy użyciu nawigacji komputerowej.
5. Zastosowanie przedoperacyjnego planowania endoprotezoplastyki opartego na metodach rentgenometrycznych istotnie, średnio o 15 minut, skraca czas operacji.
6. Odtworzona podczas operacji oś mechaniczna kończyny dolnej jest czynnikiem istotnie wpływającym na wynik funkcjonalny i pooperacyjną satysfakcję pacjentów z wyników leczenia.
7. Największą satysfakcję z wyników endoprotezoplastyki stawu kolanowego zgłaszają pacjenci których pooperacyjna oś mechaniczna kończyny dolnej jest neutralna (± 3 stopnie), natomiast w grupie pacjentów z pierwotną szpotawością większą niż 10 stopni najlepsze wyniki osiągają pacjenci z nieznaczną pooperacyjną szpotawością (1–5 stopni).
8. Najgorsze wyniki funkcjonalne i najmniejszą satysfakcję zgłaszają pacjenci, u których podczas operacji oś mechaniczna została przekorygowana lub deformacja pogłębiona.
9. Satysfakcja pacjenta z wyników operacji jest bezpośrednio związana z wynikami funkcjonalnymi i ewentualnymi utrzymującymi się dolegliwościami bólowymi.

Summary

Total knee arthroplasty is “golden standard” in treatment of advanced gonarthrosis. Despite continuous development of implants and surgical technique, still 20-30% of patients are not satisfied with the results of surgery. Postoperative limb alignment and axis is one of factors which potentially might have an influence on patient’s satisfaction. Alignment and axis is determined by distal femoral and proximal tibial cuts, performed during knee arthroplasty. Conventional surgical technique is based only on intraoperative cuts adjustment, however it is connected with risk of malalignment estimated even to 39%. Computer navigation in total knee replacement allows for gross malalignment risk reduction - to 1,7-12%, although it significantly increases costs and time of surgery. Preoperative planning, based on roentgenometry with standing long-leg radiographs allows for preoperative cut lines adjustment, with smaller costs.

Aim of my study was to complexly evaluate efficiency of preoperative planning in total knee arthroplasty:

1. Knee deformation morphotypes in advanced gonarthrosis assessment
2. Effectiveness comparison between preoperative planning and conventional total knee arthroplasty in proper limb axis and alignment restoration
3. Evaluation of relationship between postoperative axis, alignment and patients satisfaction, functional results after total knee replacement

Materials: 250 patients (274 knee joints) treated with total knee replacement, divided into two groups:

A - 170 knee joints treated with conventional knee arthroplasty, without preoperative planning

B - 104 knee joints treated with preoperatively planned total knee replacement, based on roentgenometry and femoral mechanical-anatomical axis angle, intramedullar angle, lateral distal femoral angle, medial proximal tibial angle assessment

Methods: 1. Roentgenometric assessment of standing long-leg radiographs, performed 1-2 days before and 3-6 days after surgery 2. Evaluation of middle-term postoperative results of total knee replacement, with use of Oxford, NRS for pain and NRS for satisfaction scales.

Results: Varus type of deformation was 80,6% of all knee joint deformations, whilst valgus deformation 18,6%. Valgus deformation is five times more frequent in

women. Main component of varus deformation morphotype is alteration on tibia, determined by decreasing mean value of medial proximal tibial angle - 83,94 degrees, whilst mean value of lateral distal femoral angle was 90,11 degrees. In valgus deformities main morphotype component is alteration in distal femur, determined by decreasing mean value of lateral distal femoral angle - 84,69 degrees, with mean value of medial proximal tibial angle - 90,9 degrees. In group A of patients intended alignment was achieved in 63,7% of cases. In group B of patients, treated with use of preoperative planning, intended alignment was achieved in 88.2% of cases. Mean surgery time in group A was 140,75 minute and in group B it was 126,41 minute ($p=0.001$). Mean satisfaction score was higher in group with correctly restored alignment - 7,18/10 (19,1% of patients were dissatisfied), than in group without correct alignment restoration - 5,73/10 (34,78% of patients were dissatisfied). Worst results were achieved by patients with overcorrected axis - mean satisfaction was 4,73/10, 45,4% of dissatisfied patients and in group with increased primary deformation. Percentage of dissatisfied patients in group A was 28,8% and in group B 20,7%. Satisfaction with surgery results is directly connected with pain and functional results ($p<0.001$).

Presented results allowed for creation of following conclusions:

1. Among patients with advanced gonarthrosis, varus type deformity is more common. Valgus type deformity is more frequent among women. Mean BMI index value is higher in a group of patients with varus type deformity.
2. In varus knee deformities the main morphotype component is alteration in proximal tibia, whilst in valgus type - alteration in distal femur. Intraarticular deformity is a significant part of whole deformity in advanced gonarthrosis.
3. Femoral-mechanical axis angle and intramedullar axis angle value is significantly lower in valgus type of deformities, compared to varus.
4. Preoperative planning of total knee replacement significantly increases effectiveness of proper alignment restoration, when compared to conventional total knee replacement. Percentage of correctly aligned mechanical axes in group of preoperatively planned total knee arthroplasties is similar to results of computer assisted TKA.
5. Use of preoperative planning in total knee replacement significantly - by mean of 15 minutes shortens the time of surgery.

6. Limb axis, restored during surgery, is important factor influencing results and postoperative patients satisfaction.
7. Highest level of satisfaction was achieved among patients with neutral postoperative alignment (± 3 degrees), whilst among patients with gross - over 10 degrees preoperative varus deformity, best results were achieved when postoperative axis remained slightly varus (1-5 degrees).
8. Worst results and lowest satisfaction was achieved among patients with axis overcorrection and primary deformation increase.
9. Patients satisfaction with surgery results is directly connected with functional results and postoperative pain.

Bibliografia

1. Felson D.T., Lawrence R.C., Dieppe P.A., Hirsch R., Helmick C.G., Jordan J.M., Kington R.S. et al. Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med.* 2000; 17;133(8): 635–646.
2. Luong My-Linh N., Cleveland R.J., Nyrop K.A., Callahan L.F. Social determinants and osteoarthritis outcomes. *Aging health.* 2012; 8(4): 413–437.
3. Zhang W., Moskowitz R.W., Nuki G., Abramson S., Altman R.D., Arden N., Bierma-Zeinstra S., Brandt K.D., Croft P., Doherty M., Dougados M., Hochberg M., Hunter D.J., Kwoh K., Lohmander L.S., Tugwell P. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part I: Critical appraisal of existing treatment guidelines and systematic review of current research evidence. *Osteoarthritis and Cartilage.* 2008; 16(2) :137–62.
4. Bourne R.B., Chesworth B.M., Davis A.M., Mahomed N.N., Charron K.D.J. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clinical orthopaedics and related research.* 2010; 468(1): 51–63.
5. Inacio, Maria & Paxton, Elizabeth & Graves, Stephen & Namba, Robert & Nemes, Szilard. Projected Increase in Total Knee Arthroplasty in the United States – an Alternative Projection Mode. *Osteoarthritis and Cartilage.* 2017; 25(11): 1797–1803.
6. Huang N.F.R., Dowsey M.M., Ee E., Stoney J.D., Babazadeh S., Choong P.F. Coronal Alignment Correlates With Outcome After Total Knee Arthroplasty: Five-Year Follow-Up of a Randomized Controlled Trial. *The Journal of Arthroplasty.* 2012; 27(9): 1737–1741.
7. Jeffery R.S., Morris R.W., Denham R.A. Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1991; 73(5): 709–714.
8. Boyd A.D. Jr, Ewald F.C., Thomas W.H., Poss R., Sledge C.B.. Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. *The Journal of Bone and Joint surgery. American.* 1993; 75(5): 674–681.
9. Choong P.F., Dowsey M.M., Stoney J.D. Does accurate anatomical alignment result in better function and quality of life? Comparing conventional and computer-assisted total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009; 24(4): 560–569.
10. Mason J.B., Fehring T.K., Estok R., Banel D., Fahrbach K. Meta-Analysis of Alignment Outcomes in Computer-Assisted Total Knee Arthroplasty Surgery. *The Journal of Arthroplasty.* 2007; 22(8): 1097–1106.
11. Burnett R.S.J., Barrack R.L. Computer-assisted Total Knee Arthroplasty Is Currently of No Proven Clinical Benefit: A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 471: 264–276.
12. Hofmann S., Seitlinger G., Djahani O., Pietsch M. Bone cuts and implant positioning to achieve high flexion. *Tech Knee Surg.* 2011; 10: 77–86.
13. Blackburn T.A., Craig E. Knee Anatomy: A Brief Review. *Physical Therapy.* 1980; 60(12): 1556–1560.
14. Kazemi M., Dabiri Y., Li L.P. Recent advances in computational mechanics of the human knee joint. *Computational and mathematical methods in medicine.* 2013; 2013: 718423.
15. Shepherd D.E., Seedhom B.B. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the rheumatic diseases.* 1999; 58(1): 27–34.
16. Luo Y., Sinkeviciute D., He Y., Karsdal M., Henrotin Y., Mobasheri A., Önnerrfjord P., Bay-Jensen A. The minor collagens in articular cartilage. *Protein & cell.* 2017; 8(8): 560–572.
17. Ross H., Laurbern M., Aldberth T. Knee osteoarthritis after meniscectomy. Prevalence of Radiographic Changes after Twenty-one Years, Compared with Matched Controls. *Arthritis Rheum.* 1998; 41(4): 686–693.
18. Howell R., Kumar N.S., Patel N., Tom J. Degenerative meniscus: Pathogenesis, diagnosis, and treatment options. *World journal of orthopedics.* 2014; 5(5): 597–602.
19. Frank C.B. Ligament structure, physiology and function. *J Musculoskelet.* 2004; 4(2): 199–201.

20. Ariel de Lima D., Helito C.P., Lacerda de Lima L., de Castro Silva D., Costa Cavalcante M.L., Dias Leite J.A. Anatomy of the Anterolateral Ligament of the Knee: A Systematic Review. *Arthroscopy*. 2019; 35(2): 670–681.
21. Claes S., Vereecke E., Maes M., Victor J., Verdonk P., Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat*. 2013; 223(4): 321–328.
22. Terry G.C., Hughston J.C., Norwood L.A. The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. *Am J Sports Med*. 1986; 14(1): 39–45.
23. Terry G.C., LaPrade R.F. The posterolateral aspect of the knee. Anatomy and surgical approach. *Am J Sports Med*. 1996; 24(6): 732–739.
24. Davies H., Unwin A., Aichroth P. The posterolateral corner of the knee. Anatomy. *Injury*. 2004; 35(1): 68–75.
25. Canale S.T., Beaty J.H., Campbell W.C. Campbell's operative orthopaedics. Philadelphia: PA: Elsevier/Mosby, 2013.
26. Jingjit W., Poomcharoen P., Limmahakhun S., Klunklin K., Leerapun T., Rojanasthien S. Femoral mechanical-anatomical angle of osteoarthritic knees. *J Med Assoc Thai*. 2014; 97(12): 1314–1318.
27. Maini L., Singh S., Singh Kushwaha N., Saini A., Rohilla S., Sharma H., Sharma V. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity in Indian adult males. *J. Arthrosc. Jt. Surg*. 2015; 2(3): 128–131.
28. Angerame M.R., Holst D.C., Jennings J.M., Komistek R.D., Dennis D.A. Total Knee Arthroplasty Kinematics. *The Journal of Arthroplasty*. 2019; 34(10): 2502–2510.
29. Heidari B. Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features. *Caspian journal of internal medicine*. 2011; 2(2): 205–212.
30. Felson D.T., Anderson J.J., Naimark A., Walker A.M., Meenan R.F. Obesity and Knee Osteoarthritis: The Framingham Study. *Ann Intern Med*. 1988; 109: 18–24.
31. Kleemann R.U., Krockner D., Cedraro A., Tuischer J., Duda G.N. Altered cartilage mechanics and histology in knee osteoarthritis: relation to clinical assessment (ICRS Grade). *Osteoarthritis and Cartilage*. 2005; 13(11): 958–963.
32. Schulze-Tanzil G. Intraarticular Ligament Degeneration Is Interrelated with Cartilage and Bone Destruction in Osteoarthritis. *Cells*. 2019; 8(9): 990.
33. Teirlinck C.H., Dorleijn D.M.J., Bos P.K., Rijkels-Otters J.B.M., Bierma-Zeinstra S.M.A., Luijsterburg P.A.J. Prognostic factors for progression of osteoarthritis of the hip: a systematic review. *Arthritis research & therapy*. 2019; 21(1): 192.
34. Hermann W., Lambova S., Muller-Ladner U. Current Treatment Options for Osteoarthritis. *Curr Rheumatol Rev*. 2018; 14(2): 108–116.
35. Bernetti A., Mangone M., Villani C., Alvitto F., Valeo M., Grassi M.C., Migliore A., Viora U., Adriani E., Quirino N., Fioravanti A., Paoloni M. Appropriateness of clinical criteria for the use of SYmptomatic Slow-Acting Drug for OsteoArthritis (SYSADOA). A Delphi Method Consensus initiative among experts in Italy. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2019; 55(5): 658–664.
36. Bannuru R.R., Osani M.C., Vaysbrot E.E., Arden N.K., Bennell K., Bierma-Zeinstra S.M.A., Kraus V.B., Lohmander L.S., Abbott J.H., Bhandari M., Blanco F.J., Espinosa R., Haugen I.K., Lin J., Mandl L.A., Moilanen E., Nakamura N., Snyder-Mackler L., Trojian T., Underwood M., McAlindon T.E. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee, hip, and polyarticular osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2019; 27(11): 1578–1589.
37. Marx R.E. Platelet-rich plasma (PRP): what is PRP and what is not PRP? *Implant Dent*. 2001; 10(4): 225–228.
38. O'Connell B., Wragg N.M., Wilson S.L. The use of PRP injections in the management of knee osteoarthritis. *Cell Tissue Res*. 2019; 376(2): 143–152.
39. Steadman J.R., Rodkey W.G., Singleton S.B., Briggs K.K. Microfracture technique for full-thickness chondral defects: technique and clinical results. *Op Tech Orthop*. 1997; 7: 300–304.
40. Steadman J.R., Briggs K.K., Rodrigo J.J., Kocher M.S., Gill T.J., Rodkey W.G. Outcomes of microfracture for traumatic chondral defects of the knee: Average 11-year follow-up. *Arthroscopy*. 2008; 19(5): 477–484.

41. Mithoefer K., McAdams T., Williams R.J., Kreuz P.C., Mandelbaum B.R. Clinical efficacy of the microfracture technique for articular cartilage repair in the knee: an evidence-based systematic analysis. *Database of Abstracts of Reviews of Effects (DARE): Quality-assessed Reviews [Internet]*. York (UK): Centre for Reviews and Dissemination. 2009.
42. Zedde P., Cudoni S., Giachetti G., Manunta M.L., Masala G., Brunetti A., Manunta A.F. Subchondral bone remodeling: comparing nanofracture with microfracture. An ovine in vivo study. *Joints*. 2016; 18;4(2): 87–93.
43. Inderhaug E., Solheim E. Osteochondral Autograft Transplant (Mosaicplasty) for Cartilage Defects. *JBJS Essent Surg Tech*. 2019; 23;9(4): e34.1–2.
44. Solheim E., Hegna J., Strand T., Harlem T., Inderhaug E. Randomized Study of Long-term (15-17 Years) Outcome After Microfracture Versus Mosaicplasty in Knee Articular Cartilage Defects. *Am J Sports Med*. 2018; 46(4): 826–831.
45. Brittberg M., Lindahl A., Nilsson A., Ohlsson C., Isaksson O., Peterson L. Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *N Engl J Med*. 1994; 331(14): 889–895.
46. Peterson L., Vasiliadis H.S., Brittberg M., Lindahl A. Autologous chondrocyte implantation: a long-term follow-up. *Am J Sports Med*. 2010; 38(6): 1117–1124.
47. Jones K.J., Cash B.M. Matrix-Induced Autologous Chondrocyte Implantation With Autologous Bone Grafting for Osteochondral Lesions of the Femoral Trochlea. *Arthrosc Tech*. 2019; 8(3): e259–e266.
48. Bentley G., Biant L.C., Carrington R.W., Akmal M., Goldberg A., Williams A.M., Skinner J.A., Pringle J. A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mosaicplasty for osteochondral defects in the knee. *J Bone Joint Surg Br*. 2003; 85(2): 223–230.
49. Knutsen G., Drogset J.O., Engebretsen L., Grøntvedt T., Isaksen V., Ludvigsen T.C., Roberts S., Solheim E., Strand T., Johansen O. A randomized trial comparing autologous chondrocyte implantation with microfracture. Findings at five years. *J Bone Joint Surg Am*. 2007; 89(10): 2105–2112.
50. Andriolo L., Merli G., Filardo G., Marcacci M., Kon E.. Failure of Autologous Chondrocyte Implantation. *Sports Med Arthrosc Rev*. 2017; 25(1): 10–18.
51. Schiavone Panni A., Del Regno C., Mazzitelli G., D’Apolito R., Corona K., Vasso M. Good clinical results with autologous matrix-induced chondrogenesis (Amic) technique in large knee chondral defects. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018; 26(4): 1130–1136.
52. Piontek T., Ciemniewska-Gorzela K., Szulc A., Naczk J., Słomczykowski M. All-arthroscopic AMIC procedure for repair of cartilage defects of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012; 20(5): 922–925.
53. Sadlik B., Gobbi A., Puszkarz M., Klon W., Whyte G.P. Biologic Inlay Osteochondral Reconstruction: Arthroscopic One-Step Osteochondral Lesion Repair in the Knee Using Morselized Bone Grafting and Hyaluronic Acid-Based Scaffold Embedded With Bone Marrow Aspirate Concentrate. *Arthrosc Tech*. 2017; 6(2): e383–e389.
54. Tanamas S., Hanna F.S., Cicuttini F.M., Wluka A.E., Berry P., Urquhart D.M. Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Rheum*. 2009; 15;61(4): 459–567.
55. Felson D.T., Niu J., Gross K.D., Englund M., Sharma L., Cooke T.D., Guermazi A., Roemer F.W., Segal N., Goggins J.M., Lewis C.E., Eaton C., Nevitt M.C. Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis Rheum*. 2013; 65(2): 355–362.
56. Tyagi V., Farooq M. Unicompartmental Knee Arthroplasty: Indications, Outcomes, and Complications. *Conn Med*. 2017; 81(2): 87–90.
57. Foran J.R., Brown N.M., Della Valle C.J., Berger R.A., Galante J.O. Long-term survivorship and failure modes of unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2013; 471(1): 102–108.

58. Von Keudell A., Sodha S., Collins J., Minas T., Fitz W., Gomoll A.H. Patient satisfaction after primary total and unicompartmental knee arthroplasty: an age-dependent analysis. *Knee*. 2014; 21(1): 180–184.
59. Cottino U., Sculco P.K., Sierra R.J., Abdel M.P. Instability After Total Knee Arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 2016; 47(2): 311–316.
60. Alnachoukati O.K., Emerson R.H., Diaz E., Ruchaud E., Ennin K.A. Modern Day Bicruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty: A Short-Term Review of 146 Knees. *J Arthroplasty*. 2018; 33(8): 2485–2490.
61. Okada Y., Teramoto A., Takagi T., Yamakawa S., Sakakibara Y., Shoji H., Watanabe K., Fujimiya M., Fujie H., Yamashita T. ACL Function in Bicruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2018; 100(17): e114.
62. Baumann F. Bicruciate-retaining total knee arthroplasty compared to cruciate-sacrificing TKA: what are the advantages and disadvantages? *Expert Rev Med Devices*. 2018; 15(9): 615–617.
63. Singleton N., Nicholas B., Gormack N., Stokes A. Differences in outcome after cruciate retaining and posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2019; 27(2): 2309499019848154.
64. Adravanti P., Vasta S. Varus-valgus constrained implants in total knee arthroplasty: indications and technique. *Acta Biomed*. 2017; 7;88(2S): 112–117.
65. Touzopoulos P., Drosos G.I., Ververidis A., Kazakos K. Constrained Implants in Total Knee Replacement. *Surg Technol Int*. 2015; 26: 307–16.
66. Birkeland Ø., Espehaug B., Havelin L.I., Furnes O. Bone cement product and failure in total knee arthroplasty. *Acta Orthop*. 2017; 88(1): 75–81.
67. Mancuso F., Beltrame A., Colombo E., Miani E., Bassini F. Management of metaphyseal bone loss in revision knee arthroplasty. *Acta Biomed*. 2017; 88(2S): 98–111.
68. Martín-Hernández C., Floría-Arnal L.J., Gómez-Blasco A., Hernández-Fernández A., Pinilla-Gracia C., Rodríguez-Nogué L., Lizcano-Palomares M., Lasheras E.M. Metaphyseal sleeves as the primary implant for the management of bone defects in total knee arthroplasty after post-traumatic knee arthritis. *Knee*. 2018; 25(4): 669–675.
69. Arirachakaran A., Wande T., Pituckhanotai K., Predeeprompan P., Kongtharvonskul J. Clinical outcomes after high-flex versus conventional total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015; 23(6): 1610–1621.
70. Hofmann S., Romero J., Roth-Schiffel E., Albrecht T. Rotational malalignment of the components may cause chronic pain or early failure in total knee arthroplasty. *Orthopade*. 2003; 32(6): 469–476.
71. Insall J.N., Binazzi R., Soudry M., Mestriner L.A. Total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1985; (192): 13–22.
72. Rossi R., Cottino U., Bruzzone M., Dettoni F., Bonasia D.E., Rosso F. Total knee arthroplasty in the varus knee: tips and tricks. *Int Orthop*. 2019; 43(1): 151–158.
73. Mercuri J.J., Schwarzkopf R. Coronal and Sagittal Balancing of Total Knee Arthroplasty Old Principles and New Technologies. *Bull Hosp Jt Dis*. 2013; 77(1): 45–52.
74. Dunbar M.J., Richardson G., Robertsson O. I can't get no satisfaction after my total knee replacement: rhymes and reasons. *Bone Joint J*. 2013; 95-B(11 Suppl A): 148–152.
75. Schulze A., Scharf H.P. Satisfaction after total knee arthroplasty. Comparison of 1990-1999 with 2000-2012. *Orthopade*. 2013; 42(10): 858–865.
76. Lošťák J., Gallo J., Zapletalová J. Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty. Analysis of Pre-Operative and Peri-Operative Parameters Influencing Results in 826 Patients. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2016; 83(2): 94–101.
77. Harris I.A., Harris A.M., Naylor J.M., Adie S., Mittal R., Dao A.T. Discordance between patient and surgeon satisfaction after total joint arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2013; 28(5): 722–727.
78. Frosch P., Decking J., Theis C., Drees P., Schoellner C., Eckardt A. Complications after total knee arthroplasty: a comprehensive report. *Acta Orthop Belg*. 2004; 70(6): 565–569.
79. Kumar S.N., Chapman J.A., Rawlins I. Vascular injuries in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1998; 13(2): 211–216.

80. Schinsky M.F., Macaulay W., Parks M.L., Kiernan H., Nercessian O.A. Nerve injury after primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2001; 16(8): 1048–1054.
81. Rand J.A. Extensor mechanism complications after total knee arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2005; 54: 241–250.
82. Kurtz S.M., Lau E., Schmier J., Ong K.L., Zhao K., Parvizi J. Infection burden for. *J Arthroplasty*. 2008; 23(7): 984–991.
83. Schwarz E.M., Parvizi J., Gehrke T., Aiyer A., Battenberg A., Brown S.A., Callaghan J.J., Citak M., Egol K., Garrigues G.E., Ghert M., Goswami K., Green A., Hammound S., Kates S.L., McLaren A.C., Mont M.A., Namdari S., Obremskey W.T. 2018 International Consensus Meeting on Musculoskeletal Infection: Research Priorities from the General Assembly Questions. *J Orthop Res*. 2019; 37(5): 997–1006.
84. Bozic K.J., Kinder J., Meneghini R.M., Zurakowski D., Rosenberg A.G., Galante J.O. Implant survivorship and complication rates after total knee arthroplasty with a third-generation cemented system: 5 to 8 years followup. *Clin Orthop Relat Res*. 2005; (430): 117–124.
85. Engh G.A., Ammeen D.J. Classification and preoperative radiographic evaluation: knee. *Orthop Clin North Am*. 1998; 29(2): 205–217.
86. Parratte S., Pagnano M.W. Instability after total knee arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2009; 57: 295–304.
87. Gladnick B.P., Gonzalez Della Valle A. Patellofemoral crepitation and clunk complicating posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Am J Orthop*. 2014; 43(10): 458–464.
88. Russell R.D., Huo M.H., Jones R.E. Avoiding patellar complications in total knee replacement. *Bone Joint J*. 2014; 96-B(11 Supple A): 84–86.
89. Kim J., Nelson C.L., Lotke P.A. Stiffness after total knee arthroplasty. Prevalence of the complication and outcomes of revision. *J Bone Joint Surg Am*. 2004; 86-A(7): 1479–1484.
90. Encinas-Ullán C.A., Rodríguez-Merchán E.C. Arthroscopic treatment of total knee arthroplasty complications. *EFORT open reviews*. 2019; 4(2): 33–43.
91. Hitoshi S. Painful Knee is not Uncommon after total Knee Arthroplasty and can be Treated by Arthroscopic Debridement. *The open orthopaedics journal*. 2017; 11: 1147–1153.
92. Tew M., Waugh W. Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 1985; 67(4): 551–556.
93. Abdel M.P., Ollivier M., Parratte S., Trousdale R.T., Berry D.J., Pagnano M.W. Effect of Postoperative Mechanical Axis Alignment on Survival and Functional Outcomes of Modern Total Knee Arthroplasties with Cement: A Concise Follow-up at 20 Years. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 2018; 100(6): 472–478.
94. Lombardi A.V., Berend K.R., Vincent Y Ng. Neutral Mechanical Alignment: A Requirement for Successful TKA: Affirms. *Orthopedics*. 2011; 34: e504–e506.
95. Hadi M., Barlow T., Ahmed I., Dunbar M., McCulloch P., Griffin D. Does malalignment affect patient reported outcomes following total knee arthroplasty: a systematic review of the literature. *Springerplus*. 2016; 5(1): 1201.
96. Matsuda S., Kawahara S., Okazaki K., Tashiro Y., Iwamoto Y. Postoperative alignment and ROM affect patient satisfaction after TKA. *Clin Orthop Relat Res*. 2013; 471(1): 127–133.
97. Bellemans J., Colyn W., Vandenuecker H., Victor J. The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop Relat Res*. 2012; 470(1): 45–53.
98. Vanlommel L., Vanlommel J., Claes S., Bellemans J. Slight undercorrection following total knee arthroplasty results in superior clinical outcomes in varus knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013; 21(10): 2325–2330.
99. Nishida K., Matsumoto T., Takayama K., Ishida K., Nakano N., Matsushita T., Kuroda R., Kurosaka M. Remaining mild varus limb alignment leads to better clinical outcome in total knee arthroplasty for varus osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017; 25(11): 3488–3494.

100. Delpont H., Labey L., Innocenti B., De Corte R., Vander Sloten J., Bellemans J. Restoration of constitutional alignment in TKA leads to more physiological strains in the collateral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015; 23(8): 2159–2216.
101. Howell S.M., Papadopoulos S., Kuznik K., Ghaly L.R., Hull M.L. Does varus alignment adversely affect implant survival and function six years after kinematically aligned total knee arthroplasty? *Int Orthop.* 2015; 39(11): 2117–2124.
102. Deakin A.H., Basanagoudar P.L., Nunag P., Johnston A.T., Sarungi M. Natural distribution of the femoral mechanical-anatomical angle in an osteoarthritic population and its relevance to total knee arthroplasty. *Knee.* 2012; 19(2): 120–123.
103. Perlick L., Bähis H., Lerch K., Lüring C., Tingart M., Grifka J. Der navigationsgestützte bicondyläre Oberflächenersatz bei der sekundären Gonarthrose des RA-Patienten im Vergleich zur konventionellen Implantationstechnik. *Rheumatol.* 2004; 63: 140–146.
104. Anderson K.C., Buehler K.C., Markel D.C. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: comparison with conventional methods. *J Arthroplasty.* 2005; 20(7 Suppl 3): 132–138.
105. Quack V.M., Kathrein S., Rath B., Tingart M., Lüring C. Computer-assisted navigation in total knee arthroplasty: a review of literature. *Biomed Tech.* 2012; 57(4): 269–275.
106. Chin P.L., Yang K.Y., Yeo S.J., Lo N.N. Randomized control trial comparing radiographic total knee arthroplasty implant placement using computer navigation versus conventional technique. *J Arthroplasty.* 2005; 20(5): 618–626.
107. Martin A., Wohlgenannt O., Prens M., Oelsch C., von Strempel A. Imageless navigation for TKA increases implantation accuracy. *Clin Orthop Relat Res.* 2007; 460: 178–184.
108. Ensini A., Catani F., Leardini A., Romagnoli M., Giannini S. Alignments and clinical results in conventional and navigated total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2007; 457: 156–162.
109. Martin A., Wohlgenannt O., Prens M., Oelsch C., von Strempel A. Imageless navigation for TKA increases implantation accuracy. *Clin Orthop Relat Res.* 2007; 460: 178–184.
110. Desmé D., Galand-Desmé S., Besse J.L., Henner J., Moyon B., Lerat J.L. Axial lower limb alignment and knee geometry in patients with osteoarthritis of the knee. *Rev Chir Orthop.* 2006; 92(7): 673–679.
111. Thienpont E., Schwab P.E., Cornu O., Bellemans J., Victor J. Bone morphotypes of the varus and valgus knee. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017; 137(3): 393–400.
112. Hofmann S., Lobenhoffer P., Staubli A., Van Heerwaarden R. Osteotomies of the knee joint in patients with monocompartmental arthritis. *Orthopade.* 2009; 38(8): 755–769.
113. Bardakos N., Cil A., Thompson B., Stocks G. Mechanical axis cannot be restored in total knee arthroplasty with a fixed valgus resection angle: a radiographic study. *J Arthroplasty.* 2007; 22(6 Suppl 2): 85–89.
114. Deakin A.H., Basanagoudar P.L., Nunag P., Johnston A.T., Sarungi M. Natural distribution of the femoral mechanical-anatomical angle in an osteoarthritic population and its relevance to total knee arthroplasty. *Knee.* 2012; 19(2): 120–123.
115. Nam D., Maher P.A., Robles A., McLawhorn A.S., Mayman D.J. Variability in the relationship between the distal femoral mechanical and anatomical axes in patients undergoing primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2013; 28(5): 798–801.
116. Ravi B. Surgical duration is associated with an increased risk of periprosthetic infection following total knee arthroplasty: A population-based retrospective cohort study. *Lancet.* 2019; 16: 74–80.

Spis tabel, wykresów i rycin

Spis tabel

Tab. 1. Podsumowanie kierunków działania poszczególnych stabilizatorów stawu kolanowego.....	12
Tab. 2. Typy deformacji kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej.....	14
Tab. 3. Elementy wpływające na szerokość poszczególnych przedziałów.....	37
Tab. 4. Porównanie odsetka pacjentów, u których po operacji poszczególną metodą oś kończyny nie znajduje się w zakresie ± 3 stopni od osi neutralnej.....	45
Tab. 5. Statystyki opisowe dotyczące analizowanych składowych morfotypów przedoperacyjnych deformacji w grupie: K – koślawe / S – szpotawe.....	54
Tab. 6. Związek pomiędzy wiekiem oraz wskaźnikiem BMI badanych osób a uzyskanymi przez nich wynikami: % przesunięcia, wartością kąta LDFA oraz MPTA	56
Tab. 7. Płeć badanych osób a typ przedoperacyjnej deformacji osi kończyny dolnej	56
Tab. 8. Płeć badanych osób a uzyskane przez nie wyniki dotyczące takich zmiennych jak: wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej, wartość kąta LDFA i MPTA przed operacją.....	57
Tab. 9. Statystyki opisowe dotyczące wartości IM i FMMA w podziale na grupę stawów kolanowych koślawych i szpotawych.....	57
Tab. 10. Podsumowanie wyników odtworzenia pooperacyjnej osi mechanicznej kończyny dolnej w podziale na metodę endoprotezoplastyki stawu kolanowego	58
Tab. 11. Metoda operacji a uzyskany wynik osi pooperacyjnej kończyny dolnej w zależności od wartości wskaźnika BMI.....	59
Tab. 12. Metoda operacji a uzyskany wynik osi pooperacyjnej stawu kolanowego w zależności od wieku operowanego pacjenta	60
Tab. 13. Czas operacji w zależności od zastosowanej metody	60
Tab. 14. Statystyki opisowe dotyczące satysfakcji w podziale na uzyskaną pooperacyjnie oś mechaniczną kończyny dolnej.....	62
Tab. 15. Satysfakcja badanych osób w podziale na płeć	62
Tab. 16. Związek pomiędzy satysfakcją a wskaźnikiem BMI i wiekiem w badanej grupie osób.....	63
Tab. 17. Statystyki opisowe dotyczące wyników skali NRS i Oxford (Oxf) w grupach osób podzielonych ze względu na uzyskaną pooperacyjnie oś stawu kolanowego.....	66

Spis rycin

Ryc. 1. Zdjęcie radiologiczne pomiarowe kończyn dolnych	15
Ryc. 2. Oś mechaniczna kończyny dolnej – linia Mikulicza, szpotawe zaburzenie osi mechanicznej	16
Ryc. 3. Wartość procentowa przesunięcia osi mechanicznej, procent przesunięcia osi mechanicznej = 8,5%	17
Ryc. 4. Oś anatomiczna kończyny dolnej	18
Ryc. 5. Kąt różnicy pomiędzy osią mechaniczną i anatomiczną kości udowej (FMAA), wartość = 6 stopni	19
Ryc. 6. Kąt udowy dystalny boczny (LDFA), wartość = 90 stopni	20
Ryc. 7. Kąt proksymalny piszczelowy przyśrodkowy (MPTA), wartość = 83 stopnie	21

Ryc. 8. Kąt konwergencji linii stawowej (JLCA), wartość = 3 stopnie	22
Ryc. 9. Kąt pomiędzy osią mechaniczną kości udowej i kości piszczelowej (HKA), wartość = 9 stopni	23

Spis wykresów

Wykres 1. Związek pomiędzy wskaźnikiem BMI a wartością procentową przesunięcia osi mechanicznej przed operacją w badanej grupie osób.	55
Wykres 2. Związek pomiędzy wynikiem skali NRS a satysfakcją badanych osób	63
Wykres 3. Związek pomiędzy wynikiem w skali NRS a satysfakcją badanych osób	64
Wykres 4. Związek pomiędzy wynikiem w skali Oxford a satysfakcją badanych osób.....	64
Wykres 5. Związek pomiędzy wynikiem w skali Oxford a satysfakcją badanych osób.....	65

Załączniki

Opinia Komisji Bioetycznej

KOMISJA BIOETYCZNA
przy
Uniwersytecie Medycznym
we Wrocławiu
ul. Pasteura 1; 50-367 WROCLAW

OPINIA KOMISJI BIOETYCZNEJ Nr KB – 233/2019

Komisja Bioetyczna przy Uniwersytecie Medycznym we Wrocławiu, powołana zarządzeniem Rektora Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu nr 133/XV R/2017 z dnia 21 grudnia 2017 r. oraz działająca w trybie przewidzianym rozporządzeniem Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 maja 1999 r. (Dz.U. nr 47, poz. 480) na podstawie ustawy o zawodzie lekarza z dnia 5 grudnia 1996 r. (Dz.U. nr 28 z 1997 r. poz. 152 z późniejszymi zmianami) w składzie:

dr hab. Jacek Daroszewski, prof. nadzw. (endokrynologia, diabetologia)
prof. dr hab. Krzysztof Grabowski (chirurgia)
dr Henryk Kaczkowski (chirurgia szczękowa, chirurgia stomatologiczna)
mgr Irena Knabel-Krzyszowska (farmacja)
prof. dr hab. Jerzy Liebhart (choroby wewnętrzne, alergologia)
ks. dr hab. Piotr Mrzygłód, prof. nadzw. (duchowny)
mgr Luiza Müller (prawo)
dr hab. Sławomir Sidorowicz (psychiatria)
dr hab. Leszek Szenborn, prof. nadzw. (pediatria, choroby zakaźne)
Danuta Tarkowska (pielęgniarstwo)
prof. dr hab. Anna Wiela-Hojeńska (farmakologia kliniczna)
dr hab. Andrzej Wojnar, prof. nadzw. (histopatologia, dermatologia) przedstawiciel
Dolnośląskiej Izby Lekarskiej)
dr hab. Jacek Zieliński (filozofia)

pod przewodnictwem
prof. dr hab. Jana Kornafela (ginekologia i położnictwo, onkologia)

Przestrzegając w działalności zasad Good Clinical Practice oraz zasad Deklaracji Helsińskiej,
po zapoznaniu się z projektem badawczym pt.

„Zastosowanie pomiarów rentgenograficznych w planowaniu endoprotezoplastyki stawu
kolanowego”

zgłoszonym przez **lek. Piotra Wodzińskiego** uczestnika studiów doktoranckich w Katedrze i Klinice Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu oraz złożonymi wraz z wnioskiem dokumentami, w tajnym głosowaniu postanowiła wyrazić zgodę na przeprowadzenie badania w Klinice Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego im. Jana Mikulicza-Radeckiego we Wrocławiu pod nadzorem prof. dr hab. Szymona Dragana **pod warunkiem zachowania anonimowości uzyskanych danych.**

Uwaga: Badanie to zostało objęte ubezpieczeniem odpowiedzialności cywilnej Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu z tytułu prowadzonej działalności:

Pouczenie: W ciągu 14 dni od otrzymania decyzji wnioskodawcy przysługuje prawo odwołania do Komisji Odwoławczej za pośrednictwem Komisji Bioetycznej UM we Wrocławiu

Opinia powyższa dotyczy: projektu badawczego będącego podstawą rozprawy doktorskiej

Wrocław, dnia 18 marca 2019 r.

BW

Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu
KOMISJA BIOETYCZNA
przewodniczący
prof. dr hab. Jan Kornafel