



**POLITECHNIKA
GDAŃSKA**

Imię i nazwisko autora rozprawy: Sebastian Grelik-Urbanowski
Dyscyplina naukowa: Inżynieria Mechaniczna

ROZPRAWA DOKTORSKA

Tytuł rozprawy w języku polskim: Wpływ wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego

Tytuł rozprawy w języku angielskim: Influence of high tibial osteotomy on mechanics of the knee joint

Promotor

podpis

dr hab. inż. Szymon Grymek

Gdańsk, rok 2023



The author of the doctoral dissertation: Sebastian Grelik-Urbanowski
Scientific discipline: Mechanical Engineering

DOCTORAL DISSERTATION

Title of doctoral dissertation: Influence of high tibial osteotomy on mechanics of the knee joint

Title of doctoral dissertation (in Polish): Wpływ wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego

Supervisor
<i>signature</i>
dr hab. inż. Szymon Grymek

Gdańsk, year 2023



OŚWIADCZENIE

Autor rozprawy doktorskiej: Sebastian Grelik-Urbanowski

Ja, niżej podpisany, oświadczam, iż jestem świadom, że zgodnie z przepisem art. 27 ust. 1 i 2 ustawy z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych (t.j. Dz.U. z 2021 poz. 1062), uczelnia może korzystać z mojej rozprawy doktorskiej zatytułowanej:

Wpływ wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego do prowadzenia badań naukowych lub w celach dydaktycznych.¹

Świadomy odpowiedzialności karnej z tytułu naruszenia przepisów ustawy z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych i konsekwencji dyscyplinarnych określonych w ustawie Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz.U.2021.478 t.j.), a także odpowiedzialności cywilno-prawnej oświadczam, że przedkładana rozprawa doktorska została napisana przeze mnie samodzielnie.

Oświadczam, że treść rozprawy opracowana została na podstawie wyników badań prowadzonych pod kierunkiem i w ścisłej współpracy z promotorem dr. hab. inż. Szymonem Grymkim.

Niniejsza rozprawa doktorska nie była wcześniej podstawą żadnej innej urzędowej procedury związanej z nadaniem stopnia doktora.

Wszystkie informacje umieszczone w ww. rozprawie uzyskane ze źródeł pisanych i elektronicznych, zostały udokumentowane w wykazie literatury odpowiednimi odnośnikami, zgodnie z przepisem art. 34 ustawy o prawie autorskim i prawach pokrewnych.

Potwierdzam zgodność niniejszej wersji pracy doktorskiej z załączoną wersją elektroniczną.

Gdańsk, dnia

.....
podpis doktoranta

Ja, niżej podpisany, wyrażam zgodę na umieszczenie ww. rozprawy doktorskiej w wersji elektronicznej w otwartym, cyfrowym repozytorium instytucjonalnym Politechniki Gdańskiej.

Gdańsk, dnia

.....
podpis doktoranta

¹ Art. 27. 1. Instytucje oświatowe oraz podmioty, o których mowa w art. 7 ust. 1 pkt 1, 2 i 4–8 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce, mogą na potrzeby zilustrowania treści przekazywanych w celach dydaktycznych lub w celu prowadzenia działalności naukowej korzystać z rozpowszechnionych utworów w oryginale i w tłumaczeniu oraz zwielokrotnić w tym celu rozpowszechnione drobne utwory lub fragmenty większych utworów.
2. W przypadku publicznego udostępniania utworów w taki sposób, aby każdy mógł mieć do nich dostęp w miejscu i czasie przez siebie wybranym korzystanie, o którym mowa w ust. 1, jest dozwolone wyłącznie dla ograniczonego kręgu osób uczących się, nauczających lub prowadzących badania naukowe, zidentyfikowanych przez podmioty wymienione w ust. 1.

STATEMENT

The author of the doctoral dissertation: Sebastian Grelik-Urbanowski

I, the undersigned, declare that I am aware that in accordance with the provisions of Art. 27 (1) and (2) of the Act of 4th February 1994 on Copyright and Related Rights (Journal of Laws of 2021, item 1062), the university may use my doctoral dissertation entitled: Influence of high tibial osteotomy on mechanics of the knee joint for scientific or didactic purposes.¹

Gdańsk,.....

.....

signature of the PhD student

Aware of criminal liability for violations of the Act of 4th February 1994 on Copyright and Related Rights and disciplinary actions set out in the Law on Higher Education and Science (Journal of Laws 2021, item 478), as well as civil liability, I declare, that the submitted doctoral dissertation is my own work.

I declare, that the submitted doctoral dissertation is my own work performed under and in cooperation with the supervision of dr hab. inż. Szymon Grymek.

This submitted doctoral dissertation has never before been the basis of an official procedure associated with the awarding of a PhD degree.

All the information contained in the above thesis which is derived from written and electronic sources is documented in a list of relevant literature in accordance with Art. 34 of the Copyright and Related Rights Act.

I confirm that this doctoral dissertation is identical to the attached electronic version.

Gdańsk,.....

.....

signature of the PhD student

I, the undersigned, agree to include an electronic version of the above doctoral dissertation in the open, institutional, digital repository of Gdańsk University of Technology.

Gdańsk,.....

.....

signature of the PhD student

¹ Art 27. 1. Educational institutions and entities referred to in art. 7 sec. 1 points 1, 2 and 4–8 of the Act of 20 July 2018 – Law on Higher Education and Science, may use the disseminated works in the original and in translation for the purposes of illustrating the content provided for didactic purposes or in order to conduct research activities, and to reproduce for this purpose disseminated minor works or fragments of larger works.

2. If the works are made available to the public in such a way that everyone can have access to them at the place and time selected by them, as referred to in para. 1, is allowed only for a limited group of people learning, teaching or conducting research, identified by the entities listed in paragraph 1.



OPIS ROZPRAWY DOKTORSKIEJ

Autor rozprawy doktorskiej: Sebastian Grelik-Urbanowski

Tytuł rozprawy doktorskiej w języku polskim: Wpływ wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego

Tytuł rozprawy w języku angielskim: Influence of high tibial osteotomy on mechanics of the knee joint

Język rozprawy doktorskiej: polski

Promotor rozprawy doktorskiej: Szymon Grymek

Data obrony: <dzień, miesiąc, rok>

Słowa kluczowe rozprawy doktorskiej w języku polskim: staw kolanowy, osteoartroza, wysoka osteotomia piszczelowa, naciski powierzchniowe, ekstruzja łąkotek

Słowa kluczowe rozprawy doktorskiej w języku angielskim: knee joint, osteoarthritis, high tibial osteotomy, contact pressure, extrusion of the meniscus

Streszczenie rozprawy w języku polskim:

W rozprawie podjęto próbę weryfikacji wpływu zabiegu chirurgicznego wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego. Po wykonanym przeglądzie literatury, postawiono trzy hipotezy, które poddano weryfikacji na drodze badań numerycznych. Otrzymane wyniki zwalidowano poprzez badania nacisków powierzchniowych występujących w stawach kolanowych świni domowej, prowadzonych na maszynie do jednoosiowego ściskania. Praca posiada również cel użytkowy, jakim jest wyznaczenie nowej metody określania kąta korekcji w zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. Pierwsza hipoteza dotyczy wpływu odmiennych wartości modułów Younga tkanki kostnej i materiału płyty stabilizującej na otrzymaną korekcję. Badania numeryczne wykazały, że wpływ wynosi 0,08°. Uzyskana wartość jest klinicznie nieznacząca. Druga hipoteza dotyczy przywrócenia fizjologicznych nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych po zabiegu. Analizy wykazały brak przywrócenia fizjologicznych nacisków powierzchniowych. Trzecia hipoteza dotyczy przywrócenia anatomicznego położenia łąkotek po zabiegu. Badania numeryczne wykazały, że zabieg nie przywraca anatomicznego położenia łąkotek. Badania walidacyjne potwierdziły wyniki otrzymane w analizach numerycznych. Cel użytkowy został spełniony, a nowa metoda wyznaczania kąta korekcji zbliżyła wartości i rozkład nacisków w stawie po zabiegu, do stanu w stawie zdrowym.

Streszczenie rozprawy w języku angielskim:

In the dissertation, the impact of high tibial osteotomy on knee joint mechanics was analysed. After a review of the literature, the three hypotheses were made. The used verification method was finite element analysis. The results were validated by measurements of value and distribution of contact pressures on articular surfaces of pigs knee joint. The dissertation has a utilitarian goal, which is to determine a new method for calculating the angle of correction. The first hypothesis concerns the impact of different Young's modulus of the bone tissue and the material of the fixation plate on the obtained correction. Numerical analyses have shown that the impact is 0.08° . The value obtained is clinically insignificant. The second hypothesis concerns the restoration of physiological contact pressure on the articular surfaces after the procedure. Analyses showed no restoration of physiological contact pressure. The third hypothesis concerns the restoration of the anatomical position of the meniscus after surgery. Numerical studies have shown that the procedure does not restore the anatomical position of the meniscus. Validation studies confirmed the results obtained in numerical analyses. The utilitarian goal was met, and the new method of determining the correction angle brought the values and pressure distribution in the joint closer to the state in a healthy joint.

DESCRIPTION OF DOCTORAL DISSERTATION

The Author of the doctoral dissertation: Sebastian Grelik-Urbanowski

Title of doctoral dissertation: Influence of high tibial osteotomy on mechanics of the knee joint

Title of doctoral dissertation in Polish: Wpływ wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego

Language of doctoral dissertation: Polish

Supervisor: Szymon Grymek

Date of doctoral defense: <day, month, year>

Keywords of doctoral dissertation in Polish: staw kolanowy, osteoartroza, wysoka osteotomia piszczelowa, naciski powierzchniowe, ekstruzja łąkotek

Keywords of doctoral dissertation in English: knee joint, osteoarthritis, high tibial osteotomy, contact pressure, extrusion of the meniscus

Summary of doctoral dissertation in Polish:

W rozprawie podjęto próbę weryfikacji wpływu zabiegu chirurgicznego wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego. Po wykonanym przeglądzie literatury, postawiono trzy hipotezy, które poddano weryfikacji na drodze badań numerycznych. Otrzymane wyniki zwalidowano poprzez badania nacisków powierzchniowych występujących w stawach kolanowych świni domowej, prowadzonych na maszynie do jednoosiowego ściskania. Praca posiada również cel użytkowy, jakim jest wyznaczenie nowej metody określania kąta korekcji w zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. Pierwsza hipoteza dotyczy wpływu odmiennych wartości modułów Younga tkanki kostnej i materiału płyty stabilizującej na otrzymaną korekcję. Badania numeryczne wykazały, że wpływ wynosi $0,08^\circ$. Uzyskana wartość jest klinicznie nieznacząca. Druga hipoteza dotyczy przywrócenia fizjologicznych nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych po zabiegu. Analizy wykazały brak przywrócenia fizjologicznych nacisków powierzchniowych. Trzecia hipoteza dotyczy przywrócenia anatomicznego położenia łąkotek po zabiegu. Badania numeryczne wykazały, że zabieg nie przywraca anatomicznego położenia łąkotek. Badania walidacyjne potwierdziły wyniki otrzymane w analizach numerycznych. Cel użytkowy został spełniony, a nowa metoda wyznaczania kąta korekcji zbliżyła wartości i rozkład nacisków w stawie po zabiegu, do stanu w stawie zdrowym.

Summary of doctoral dissertation in English:

In the dissertation, the impact of high tibial osteotomy on knee joint mechanics was analysed. After a review of the literature, the three hypotheses were made. The used verification method was finite element analysis. The results were validated by measurements of value and distribution of contact pressures on articular surfaces of pigs knee joint. The dissertation has a utilitarian goal, which is to determine a new method for calculating the angle of correction. The first hypothesis concerns the impact of different Young's modulus of the bone tissue and the material of the fixation plate on the obtained correction. Numerical analyses have shown that the impact is 0.08° . The value obtained is clinically insignificant. The second hypothesis concerns the restoration of physiological contact pressure on the articular surfaces after the procedure. Analyses showed no restoration of physiological contact pressure. The third hypothesis concerns the restoration of the anatomical position of the meniscus after surgery. Numerical studies have shown that the procedure does not restore the anatomical position of the meniscus. Validation studies confirmed the results obtained in numerical analyses. The utilitarian goal was met, and the new method of determining the correction angle brought the values and pressure distribution in the joint closer to the state in a healthy joint.

PODZIĘKOWANIA

Niniejszą rozprawę pragnę rozpocząć od podziękowań skierowanych do osób, które udzieliły mi wsparcia w toku jej sporządzenia, miały ogromny wpływ na moje zaangażowanie w prowadzenie badań, rozwój zawodowy i pomogły mi w realizacji marzeń.

Promotorowi mojej rozprawy, Panu dr. hab. inż. Szymonowi Grymkowi, dziękuję za nieocenione wsparcie w prowadzonych badaniach, za wszystkie rady dotyczące metodyki badawczej oraz za zrozumienie w chwilach zwątpienia. Konsultantowi medycznemu mojej rozprawy, Panu dr. hab. n. med. Piotrowi Łuczkiwiczowi, dziękuję za przekazaną wiedzę z dziedziny medycyny oraz za zainteresowanie tematyką ortopedii. Kierownikowi Zakładu Konstrukcji Maszyn i Inżynierii Medycznej, Panu prof. dr. hab. inż. Michałowi Wasilczukowi oraz wszystkim Pracownikom Zakładu dziękuję za celne spostrzeżenia oraz rady w zakresie prowadzonych badań.

Szczególne podziękowania pragnę skierować do mojej Żony Marleny. Dziękuję Ci za wieczorne rozmowy motywacyjne, za wsparcie edytorskie w realizacji rozprawy, za bycie słuchaczem moich przemyśleń i rozważań nad prowadzonymi badaniami oraz zrozumienie i wiarę we mnie, w chwilach gdy byłem bliski poddania się.

Moim Rodzicom, Elwirze i Zbyszkowi, dziękuję za zaszczepienie pasji do nauki i samorozwoju oraz za wspieranie mnie przez całe życie w poszukiwaniu ścieżki, którą pragnę podążać. Dziadkom, Marii, Monice i Zygmunтови, dziękuję za wykształcenie u mnie samodzielności oraz niezmiernie wsparcie w realizacji obranego celu. Moim Teściom, Beacie i Zbyszkowi, dziękuję za pokrzepiające słowa. Mojej Siostrze Kalinie, dziękuję za przypomnienie mi, że czasami należy zwolnić tempo i odpocząć od pracy. Mojemu Bratu Czarkowi, dziękuję za bycie inspiracją do podjęcia studiów doktoranckich oraz za wszystkie rady dotyczące realizacji niniejszej rozprawy. Moim małym podopiecznym, Kage i Kitsune, za rozpraszanie mnie i niestrudzone towarzyszenie w trakcie sporządzania rozprawy.

Dziękuję,

Sebastian Grelik-Urbanowski

SPIS TREŚCI

Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów	14
1. Wstęp.....	15
1.1. Staw kolanowy.....	15
1.1.1. Anatomia stawu kolanowego	15
1.1.2. Motoryka stawu kolanowego.....	16
1.1.3. Oś mechaniczna kończyny dolnej.....	17
1.1.4. Znaczenie osi mechanicznej kończyny dolnej.....	18
1.2. Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego.....	18
1.3. Wysoka osteotomia piszczelowa.....	20
1.3.1. Systemy do wysokiej osteotomii piszczelowej.....	21
1.3.2. Wyznaczenie kąta korekcji – metoda Miniaciego.....	23
1.3.3. Wyznaczenie kąta korekcji – metoda Paleya.....	24
1.3.4. Wyznaczenie kąta korekcji – metoda Dugdale'a.....	26
1.3.5. Porównanie metod.....	27
1.3.6. Technika operacyjna.....	33
2. Źródła problemu.....	35
2.1. Liczba i koszty operacji.....	35
2.2. Powikłania.....	36
2.3. Powtarzalność wyników operacji.....	37
2.4. Stan wiedzy.....	38
2.4.1. Badania literaturowe.....	40
2.5. Podsumowanie.....	47

3. Założenia naukowe.....	53
3.1. Hipotezy pracy.....	53
3.1.1.Hipoteza I.....	53
3.1.2.Hipoteza II.....	53
3.1.3.Hipoteza III.....	53
3.2. Cele naukowe pracy.....	53
3.3. Cel użyteczny pracy.....	54
3.4. Zakres pracy.....	54
3.4.1.Badania literaturowe.....	54
3.4.2.Walidacja modelu stawu kolanowego.....	54
3.4.3.Walidacja modeli materiałowych struktur anatomicznych.....	54
3.4.4.Określenie wpływu sztywności implantu na utratę korekcji z wykorzystaniem metody elementów skończonych.....	55
3.4.5.Określenie wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych oraz przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej w zdrowym stawie kolanowym z wykorzystaniem metody elementów skończonych.....	55
3.4.6.Odwzorowanie uszkodzenia powierzchni stawowych pęczki i kości udowej po stronie przódki w modelu stawu kolanowego.....	55
3.4.7.Przeprowadzenie badań metodą elementów skończonych w stawie zmienionym chorobowo wraz z określeniem nacisków powierzchniowych i wykreśleniem osi mechanicznej kończyny dolnej..	56
3.4.8.Modyfikacja modelu stawu kolanowego do stanu po zabiegu wysokiej osteotomii pęczki.....	56
3.4.9.Weryfikacja rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych w stawie zmienionym chorobowo, po zabiegu wysokiej osteotomii pęczki oraz określenie przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej.....	56
3.4.10. Określenie wpływu wysokiej osteotomii pęczki na położenie łąkotek.....	57

3.4.11. Walidacja wyników poprzez zbadanie rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu dużego ssaka w trzech stanach: staw zdrowy, staw zmieniony chorobowo i staw po korekcji osi mechanicznej.....	57
3.4.12. Opracowanie nowej metody określania kąta korekcji, która pozwoli uzyskać anatomiczne naciski powierzchniowe po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej.....	57
3.4.13. Opracowanie wyników i wniosków.....	58
4. Biomechaniczne modele stawu kolanowego.....	59
4.1. Cel modelowania.....	59
4.2. Geometria modelu.....	62
4.3. Modele materiałowe.....	69
4.4. Warunki początkowe i brzegowe.....	72
5. Badania numeryczne.....	75
5.1. Metoda badań.....	75
5.2. Analiza numeryczna zdrowego stawu kolanowego w wyproście.....	75
5.3. Wyniki i wnioski.....	76
6. Wpływ odmiennych wartości modułów Younga kości i implantu metalowego.....	80
6.1. Warunki brzegowe badania.....	80
6.2. Analiza numeryczna.....	81
6.3. Wyniki i wnioski.....	81
7. Wpływ uszkodzenia powierzchni stawowych na naciski powierzchniowe.....	85
7.1. Warunki brzegowe badania.....	85
7.2. Analiza numeryczna.....	89
7.3. Wyniki i wnioski.....	89

8. Wpływ wysokiej osteotomii piszczelowej na naciski powierzchniowe.....	92
8.1. Warunki brzegowe badania.....	92
8.2. Analiza numeryczna.....	94
8.3. Wyniki i wnioski.....	94
9. Wpływ wysokiej osteotomii piszczelowej na ekstruzję łąkotek.....	98
9.1. Warunki brzegowe badania.....	98
9.2. Analiza numeryczna.....	98
9.3. Wyniki i wnioski.....	99
10. Badania nacisków powierzchniowych.....	103
10.1. Opis badań.....	103
10.2. Wyniki.....	109
10.3. Wnioski.....	111
11. Nowa metoda wyznaczania kąta korekcji.....	112
11.1. Warunki brzegowe badania.....	112
11.2. Analiza numeryczna.....	113
11.3. Wyniki i wnioski.....	114
12. Podsumowanie.....	118
12.1. Hipotezy.....	118
12.2. Zakres i cele pracy.....	120
12.3. Kierunek dalszych badań.....	121
Wykaz literatury.....	123
Wykaz rysunków.....	133
Wykaz tabel.....	136
Wykaz wykresów.....	137

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ I SKRÓTÓW

OA	–	ang. osteoarthritis, pl. osteoartroza
HTO	–	ang. high tibial osteotomy, pl. wysoka osteotomia piszczelowa
MES	–	metoda elementów skończonych
RTG	–	rentgenogram
AP	–	łac. anterior-posterior, pl. przednio-tylna
PA	–	łac. posteriori-anterior, pl. tylno-przednia
PEEK	–	polieteroeteroketon
B	–	wymiar podstawy klina kostnego [mm]
W	–	szerokość kości piszczelowej w miejscu planowanej osteotomii [mm]
A	–	bezwymiarowy parametr, równy wartości obliczonego kąta korekcji [-]
MAD	–	ang. mechanical axis deviation, pl. nieprawidłowość kończyny dolnej
JLCA	–	ang. joint-line convergence angle, pl. kąt zbieżności stawu
LDFA	–	ang. lateral distal femoral angle, pl. boczny dalszy kąt udowy
MPTA	–	ang. medial proximal tibial angle, pl. przyśrodkowy bliższy kąt piszczelowy
CORA	–	ang. center of rotation of angulation, pl. środek rotacji deformacji kątowej
NFZ	–	Narodowy Fundusz Zdrowia
E	–	moduł sprężystości podłużnej [GPa]
ν	–	liczba Poissona [-]
CAD	–	ang. Computer Aided Design, pl. projektowanie wspomagane komputerowo
ε	–	odkształcenie [%]
σ	–	naprężenie [MPa]
C	–	stałe modeli materiałowych [MPa]
K	–	moduł objętościowy [MPa]
φ_y, f_z, u_z	–	stopnie swobody modelu wzdłuż głównych osi układu współrzędnych
F	–	siła stanowiąca obciążenie modelu [N]

1. WSTĘP

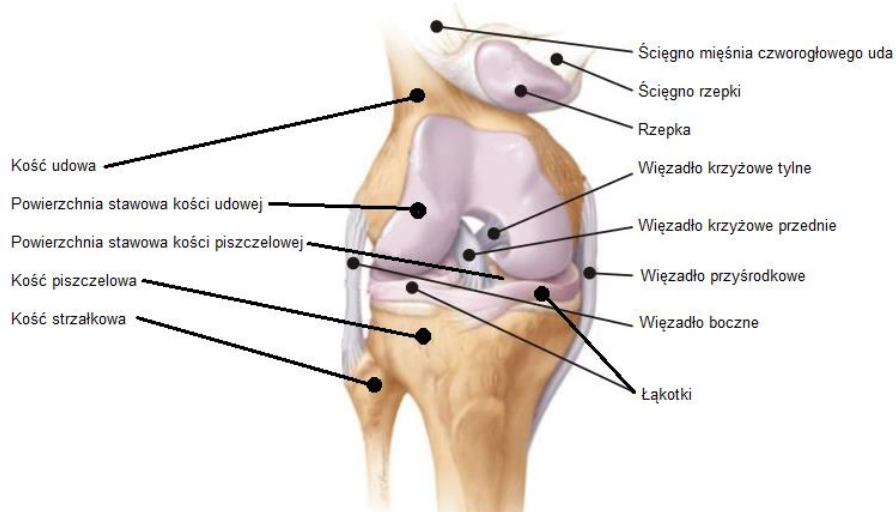
Zmiany zwyrodnieniowe stawu kolanowego, nazywane osteoartrozą (OA) stawu kolanowego lub gonartrozą [1], dotyczą ponad 25% populacji powyżej 18 roku życia [2]. Wskazana jednostka chorobowa jest główną przyczyną ograniczenia sprawności fizycznej populacji powyżej 40 roku życia [2, 3]. Na całym świecie choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego dotyka około 250 milionów ludzi [3]. Osteoartroza prowadzi do degradacji powierzchni stawowej, a w konsekwencji do zmiany przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej [4, 5]. Postępująca gonartroza powoduje znaczną deformację stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej i powstanie kolana szpotawego lub koślawego w zależności od kierunku deformacji [6].

Poniższa rozprawa traktuje o wpływie metody leczenia zmiany przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej, nazywanej wysoką osteotomią piszczelową (ang. High Tibial Osteotomy – HTO), na mechanikę stawu kolanowego. W pracy skupiono się na naciskach powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego oraz przemieszczeniach łąkotek, gdy staw znajdował się w pozycji wyprostowanej, a działające na niego obciążenie było przyłożone statycznie. Przebadano i opisano modele stawu zdrowego, stawu z osteoartrozą oraz stawu po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. Zweryfikowano wpływ różnicy wartości modułów sprężystości podłużnej kości i implantu. Badania prowadzono z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES) w oprogramowaniu FEBio i FEBio Studio oraz Solidworks Simulation. Walidacja wyników została zrealizowana poprzez pomiary nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu świńskiego.

1.1. Staw kolanowy

1.1.1. Anatomia stawu kolanowego

Staw kolanowy, pokazany na rysunku 1.1., jest największym stawem maziowym w ludzkim organizmie [7]. Staw kolanowy tworzony jest przez trzy kości: udową, piszczelową i rzepkę.



Rys. 1.1. Anatomia stawu kolanowego [8]

Powierzchnia styku współpracujących ze sobą powierzchni stawowych kości piszczelowej i kości udowej jest niewielka, ze względu na znaczącą dysproporcję pomiędzy wielkością powierzchni stawowej kości udowej, a powierzchniami stawowymi kości piszczelowej. Ponadto wspomniane powierzchnie stawowe charakteryzują się znaczącym niedopasowaniem kształtu. W połączeniu z faktem, że staw kolanowy przenosi w trakcie chodu całe obciążenie pochodzące od masy człowieka pozwala to stwierdzić, że jest on jednym z najbardziej obciążonych stawów w ludzkim organizmie. Zlokalizowane w stawie kolanowym łąkotki boczna i przyśrodkowa pogłębiają powierzchnie stawowe, prowadząc do poprawy warunków współpracy poprzez powiększenie powierzchni styku między kością piszczelową, a kością udową. Staw kolanowy stabilizowany jest przez więzadła i ścięgna. Więzadła podzielone są na więzadła wewnętrzne oraz zewnętrzne. Spośród więzadeł zewnętrznych wyróżnia się więzadła przymocowane do rzepki, które stabilizują torebkę stawową od przodu. Do więzadeł zewnętrznych zaliczane są też więzadła poboczne wzmacniające staw od strony bocznej i przyśrodkowej. Grupę więzadeł wewnętrznych tworzy para więzadeł krzyżowych oraz więzadło poprzeczne kolana. Staw kolanowy otoczony jest torebką stawową wypełnioną mazią stawową.

1.1.2. Motoryka stawu kolanowego

W stawie kolanowym wyróżnia się następujące ruchy [7]:

- zginanie w płaszczyźnie strzałkowej (160°);
- prostowanie w płaszczyźnie strzałkowej (180°);
- rotację na zewnątrz (30° - 40°);
- rotację do wewnątrz (5° - 10°);
- odwodzenie (6° - 8°);
- przywodzenie (6° - 8°).

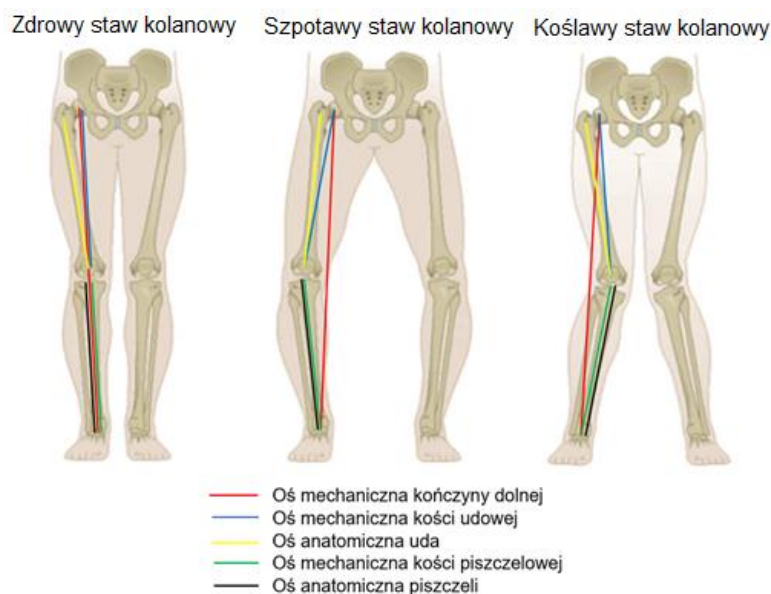
Głównym ruchem stawu kolanowego jest rotacja względem osi poziomej, zachodząca w płaszczyźnie strzałkowej. Oś obrotu stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej rozciąga się pomiędzy kłykcami kości udowej i przemieszcza się w trakcie ruchu zginania stawu kolanowego [9]. Dokładne badania pokazują, że ruch zginania i prostowania w stawie kolanowym jest ruchem złożonym. W zakresie od 0° do 20° ruch następuje po krzywej śrubowej [10, 11, 12]. Dochodzi do uniesienia i cofnięcia kłykcia bocznego. Po przekroczeniu 20° ruch zginania następuje względem jednej osi [10, 11]. Do osiągnięcia 120° staw kolanowy działa jak zawias jednoosiowy [10, 11, 12]. W zakresie od 120° do 140° kłykiec przyśrodkowy unosi się o około 2 mm i cofa aż na róg łąkotki, natomiast kłykiec boczny opada o 2 mm i przemieszcza się ku tyłowi [10, 11, 12]. Ruch w zakresie do 120° wywołany może być dzięki sile mięśni. Dalszy ruch jest wynikiem działania sił zewnętrznych i trwa aż do kontaktu podudzia z udem. W trakcie ruchu łąkotki przemieszczają się od 3,2 mm do 12,8 mm w kierunku przednio-tylnym [13]. Do tyłu przy zginaniu oraz do przodu przy prostowaniu [13]. W stawie kolanowym wyróżnia się trzy typy ruchów. Jest to zginanie i prostowanie w płaszczyźnie strzałkowej, rotacja na zewnątrz i do wewnątrz wzdłuż osi kości piszczelowej przy zgiętym stawie kolanowym oraz odwodzenie i przywodzenie.

1.1.3. Oś mechaniczna kończyny dolnej

Oś mechaniczna kończyny dolnej to określenie opisujące linię łączącą środek głowy kości udowej ze środkiem stawu skokowego [14]. Nazywana jest również linią Mikulicza, od nazwiska chirurga, który określił jej przebieg w 1879 roku [15]. Wzdłuż osi mechanicznej przebiega obciążenie przenoszone przez kończynę dolną. W stanie fizjologicznym odchyłona jest od pionu w zakresie 1-3°. W warunkach fizjologicznych, mechaniczna oś kończyny dolnej przebiega przez 50 % do 62,5 % szerokości piszczeli, odmierzając od strony przyśrodkowej [16, 17, 18].

Oprócz osi mechanicznej kończyny dolnej, wyróżnia się osie mechaniczne uda i piszczeli [19]. Oś mechaniczna kości udowej biegnie od środka głowy kości udowej do środka dołu międzykłykciowej kości udowej. Natomiast oś mechaniczna kości piszczelowej biegnie od środka wyniosłości międzykłykciowej do środka powierzchni stawowej bloczka kości skokowej [20, 21]. W warunkach fizjologicznych oś mechaniczna kończyny biegnie współosiowo z osiami mechanicznymi uda i piszczeli [20, 21]. Oś mechaniczna kończyny dolnej nie pokrywa się z osiami anatomicznymi kości udowej i kości piszczelowej [20, 21]. Oś anatomiczna kości udowej to linia prowadząca od końca proksymalnego do dystalnego wzdłuż środka jamy szpikowej i nie pokrywa się z osią mechaniczną kości udowej [20, 21]. Analogicznie osią anatomiczną kości piszczelowej jest linia biegnąca wzdłuż jamy szpikowej kości piszczelowej [20, 21]. W tym przypadku oś mechaniczna i anatomiczna pokrywają się.

Na poniższej rycinie, po lewej, ukazano prawidłowo biegnącą oś mechaniczną kończyny dolnej. W tym przypadku oś mechaniczna kończyny dolnej pokrywa się z osiami mechanicznymi uda i piszczeli. W centralnej części ryciny widoczne są kolana szpotawe. Oś mechaniczna przebiega po stronie przyśrodkowej stawu i przestaje się pokrywać z osiami mechanicznymi uda i piszczeli. Po stronie prawej rysunku ukazane są kolana koślawe. W tym przypadku oś mechaniczna kończyny przebiega po stronie bocznej [21].



Rys. 1.2. Osie kończyny dolnej [22]

Wskazana na rysunku 1.2. oś mechaniczna kończyny dolnej jest przedmiotem zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. Wspomniana operacja ma na celu przywrócenie osi mechanicznej kończyny do jej fizjologicznego przebiegu.

1.1.4. Znaczenie osi mechanicznej kończyny dolnej

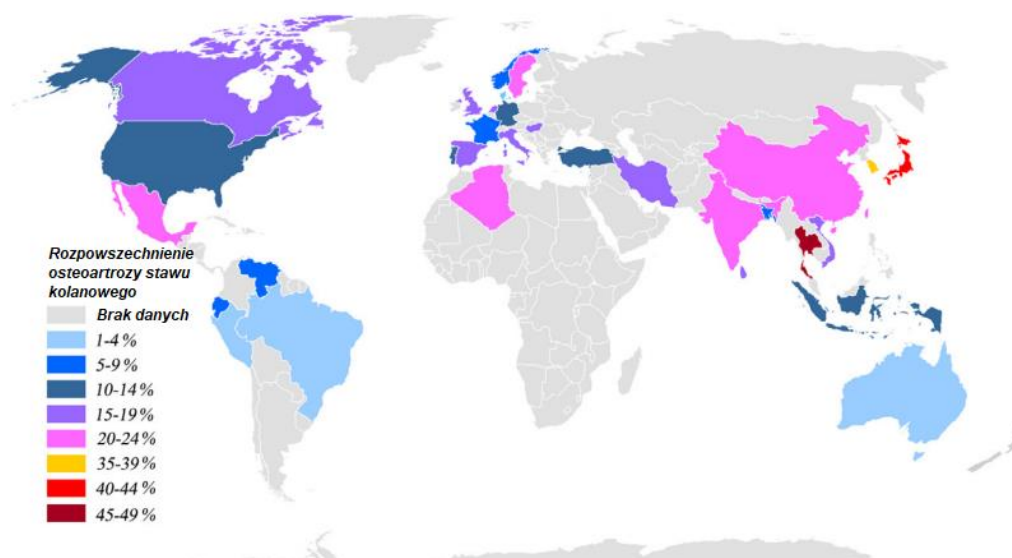
Oś mechaniczna kończyny dolnej jest jednym z istotnych radiometrycznych wykładników oceny biomechanicznej kończyny dolnej [23]. Jej wyznaczenie pozwala określić rodzaj i poziom deformacji kończyny. Ponadto oś mechaniczna kończyny dolnej wskazuje miejsce działania największego obciążenia na staw kolanowy. Jak wskazuje A. Lahm, linia Mikulicza jest istotnym parametrem, w praktyce klinicznej, przy planowaniu korekcji [24].

Pomimo powszechnej opinii, że oś mechaniczna powinna przecinać plateau kości piszczelowej w punkcie Fujisawa'y tj. 62,5% szerokości plateau licząc od strony przyśrodkowej, w piśmiennictwie istnieją inne doniesienia na temat prawidłowego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej [25]. Dugdale wskazuje na 62%, natomiast Feller na 58%. Ponadto istnieją doniesienia o przebiegu w punkcie neutralnym 50% [16, 17, 18].

Brak jednoznacznego, ukonstytuowanego podejścia do miejsca przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej przez staw kolanowy oraz fakt, że parametr ten został określony blisko 150 lat temu gdy poziom technologiczny był niższy niż obecnie, pozwala przypuszczać, że jego znaczenie dla prawidłowego funkcjonowania stawu kolanowego jest mniejsze niż uznaje się w praktyce klinicznej. Miejsce w stawie kolanowym o największym obciążeniu jest istotnym parametrem, który można określić w oparciu o zdjęcia rentgenowskie, lecz efekt przesunięcia wspomnianego punktu, w postaci zmian rozkładu i maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych zdają się być istotniejszy dla funkcjonowania stawu kolanowego.

1.2. Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego

Jedną z najczęściej występujących chorób stawu kolanowego jest osteoartroza stawu kolanowego, nazwana również gonartrozą [2, 3, 26]. Występuje u ponad 25% populacji powyżej 18 roku życia [2]. W przedziale od 45 do 55 lat diagnozuje się ją u 30% populacji, natomiast powyżej 70 roku życia dotyka 80% pacjentów [27]. Dane przedstawione przez Cui A. i in., widoczne na rys. 1.3., pokazują że osteoartroza jest chorobą globalną [28].



Rys. 1.3. Rozkład geograficzny choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego [28]

Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego opisywana jest jako ubytek tkanki powierzchni stawowej kości piszczelowej oraz udowej [29, 30]. Z czasem dochodzi do znacznego zmniejszenia grubości powierzchni stawowej, co prowadzi do wystąpienia następujących objawów klinicznych [29, 30, 31, 32, 33, 34]:

- ból;
- problemy w poruszaniu się;
- poranna sztywność stawu kolanowego;
- obrzęk kolana;
- ograniczona ruchomość stawu;
- pogorszenie jakości życia;
- niestabilność stawu kolanowego;
- ekstruzja i uszkodzenie łąkotek.

Głównymi czynnikami wywołującymi predyspozycje do wystąpienia choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego są [27, 28, 35]:

- wiek;
- płeć;
- otyłość;
- przebyte urazy stawu;
- uszkodzenia mięśni;
- długotrwałe znajdowanie się w pozycji stojącej lub częste zginanie stawu;
- rasa.

Wyróżnia się następujące metody leczenia chirurgicznego osteoartrozy stawu kolanowego [28, 36]:

- wysoka osteotomia piszczelowa;
- jednoprzediałowa endoprotezoplastyka stawu kolanowego;
- całkowita endoprotezoplastyka stawu kolanowego.

Na rys. 1.4., poniżej pokazano porównanie zdrowego stawu kolanowego oraz stawu z rozwiniętą chorobą zwyrodnieniową.



Rys. 1.4. Ludzki staw kolanowy. Po stronie lewej zdrowy, po prawej z OA [37]

1.3. Wysoka osteotomia piszczelowa

Zabieg został opracowany przez Jacksona i Waugha w 1961 roku, a następnie spopularyzowany przez Coventry'ego [38]. Zabieg ma na celu [38]:

- zmniejszenie odczuwania bólu u pacjenta poprzez przeniesienie obciążenia na zdrową stronę stawu kolanowego;
- opóźnienie konieczności wykonania operacji wstawienia implantu stawu kolanowego poprzez przywrócenie anatomicznego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej [39].

Wyróżnia się kilka rodzajów zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej [38]. Najczęściej wykonywanymi zabiegami jest osteotomia otwierająca (ang. opening wedge HTO) i osteotomia zamykająca (ang. closing wedge HTO). [38]. Decyzje o rodzaju przeprowadzonego zabiegu podejmuje się w oparciu o badanie fizykalne, stan zdrowia, przebyte operacje, poziom aktywności, stopień deformacji, niestabilność więzadeł czy stan stawu biodrowego. Znaczący wpływ na rodzaj przeprowadzonego zabiegu ma ocena radiograficzna. Przed przystąpieniem do określania kąta korekcji wykonuje się projekcje RTG (rentgenogram) w następujących widokach:

Projekcja obustronna AP (przednio-tylna, łac. anterior-posterior) z obciążeniem stawów w pełnym wyproście [40];

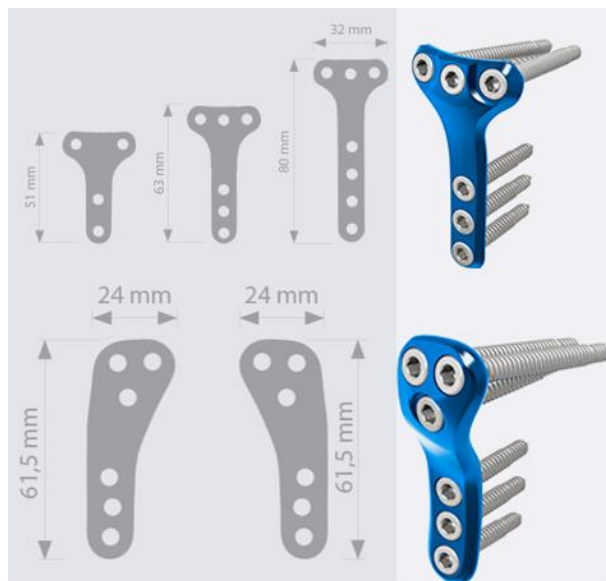
- projekcja półosiowa, bez obciążenia;
- projekcja PA (tylno-przednia, łac. posterior-anterior, Rosenberga) z obciążeniem i zgiętym stawem kolanowym;
- projekcja boczna, bez obciążenia.

Następnie wykonywane jest określenie wymaganego kąta korekcji. Istnieje kilka metod jego wyznaczenia [27, 38, 41, 42, 43, 44, 45, 46]. Wybrane techniki wyznaczenia kąta korekcji

opisano poniżej. Technika operacyjna jest zależna od stosowanego systemu płytek stabilizujących lub klinów. Wyróżnia się paru głównych dostawców oprzyrządowania do zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej [47, 48, 49].

1.3.1. Systemy do wysokiej osteotomii piszczelowej

Francuska firma Neosteo oferuje systemy do osteotomii piszczelowej domykającej i rozwierającej oraz osteotomii nadkolanowej [47]. Produkowane przez Neosteo płytki do osteotomii rozwierającej występują w trzech rozmiarach.



Rys. 1.5. U góry- płytki do osteotomii rozwierającej, na dole- płytka do osteotomii domykającej [47]

Zostały ukazane na rysunku 1.5. powyżej, obok płytki do osteotomii domykającej. Powszechnie wykorzystywane są płytki TOMOFIX wytwarzane przez firmę DePuy Synthes, widoczna na rys. 1.6. Podobnie jak Neosteo, DePuy wytwarza różne warianty płytek stabilizujących w zależności od planowanego zabiegu. Na poniższym rysunku ukazano płytę do osteotomii rozwierającej.



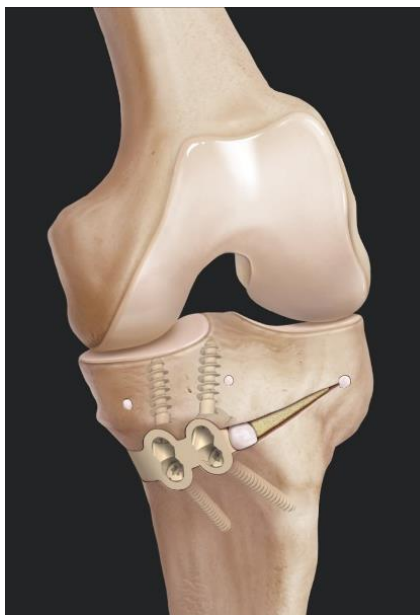
Rys. 1.6. Płytki stabilizująca do podkolanowej osteotomii rozwierającej firmy DePuy Synthes [48]

Kolejnym z wiodących producentów systemów do wykonywania wysokiej osteotomii piszczelowej jest firma Arthrex. Płytki wykonywane przez wspomnianego producenta cechują się odmienną konstrukcją. Dodatkowo posiadają zintegrowany klin utrzymujący kąt korekcji. Płytki firmy Arthrex pokazano na rysunku 1.7., poniżej.



Rys. 1.7. Płytki stabilizujące w trzech rozmiarach, produkcji firmy Arthrex [49]

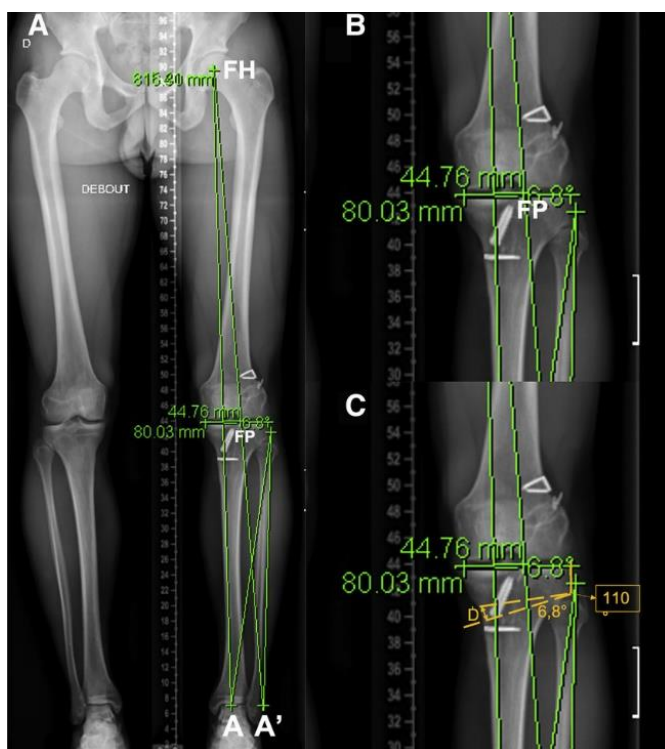
Alternatywą dla wyżej wymienionych rozwiązań są kliny stabilizujące. Przykładowym rozwiązaniem jest system iBalance oferowany przez firmę Arthrex. Klin osadzony w kości piszczelowej ukazano na rysunku 1.8. Element stabilizujący wykonany jest z polimeru PEEK [50], w odróżnieniu od wcześniej wskazanych płytek stabilizujących, które wykonane są ze stopu tytanu [49].



Rys. 1.8. Osteotomia wykonana przy użyciu systemu iBalance [50]

1.3.2. Wyznaczanie kąta korekcji - metoda Miniaciego

Jedną z najpopularniejszych metod określania kąta korekcji jest metoda Miniaciego [43, 44, 45, 46], pokazana na rys. 1.9. We wskazanej metodzie kąt wykreśla się na projekcji obustronnej AP z obciążeniem stawów w pełnym wyproście. Obciążenie pochodzi od masy ciała pacjenta.



Rys. 1.9. Wyznaczenie kąta korekcji w osteotomii rozwierającej [43]

Najpierw wykreśla się oś mechaniczną kończyny dolnej poprzez połączenie środka głowy kości udowej ze środkiem stawu skokowego wyższego linią prostą. Następnie prowadzi się linię prostą od środka głowy kości udowej przez punkt przebiegu fizjologicznej osi mechanicznej kończyny dolnej. Nakreślona linia musi przecinać oś przywodzenia i odwodzenia stawu skokowego. Wspomniany punkt określił Fujisawa jako 62,5% szerokości plateau kości piszczelowej, licząc od strony przyśrodkowej [27, 51, 52]. Następnie określany jest kierunek, w którym będzie zwrócony klin. Krok ten jest uzależniony od rodzaju planowanego zabiegu. W przypadku osteotomii domykającej z dostępu bocznego podstawa klina będzie zwrócona w stronę boczną końca bliższego kości piszczelowej. Natomiast w przypadku osteotomii otwierającej z dostępu przyśrodkowego podstawa klina będzie zwrócona w stronę przyśrodkową. Kolejno prowadzi się linię od wierzchołka klina do środka stawu skokowego. Następna prosta kreślona jest od szczytu klina do miejsca przecięcia się pożądanego osi mechanicznej kończyny dolnej z osią poziomą stawu skokowego. Kąt określony przez proste wychodzące z wierzchołka klina jest równy kątowi wymaganej korekcji. Ostatnim etapem opisywanej metody jest wyznaczenie wysokości podstawy klina kostnego. Wymiar określany jest poprzez przeniesienie wykreślonego kąta do miejsca planowanej osteotomii i zmierzenia uzyskanej wartości na podstawie wymiarów kości piszczelowej pacjenta [43, 44, 45, 46]. Ostatnim krokiem kalkulacji

wymiarów klina jest przeliczenie otrzymanych wartości zgodnie ze skalą, w jakiej wykonane było zdjęcie rentgenowskie, na podstawie którego wykreślono kąt korekcji [27]. Literatura podaje drugą metodę określenia szerokości podstawy klina kostnego na podstawie poniższego wzoru opisanego numerem 1.1 [27].

$$B = 0,02 \cdot W \cdot A \quad (1.1)$$

gdzie:

B – wymiar podstawy klina kostnego [mm],

W – szerokość kości piszczelowej w miejscu planowanej osteotomii [mm],

A – bezwymiarowy parametr, równy wartości obliczonego kąta korekcji [-].

Zgodnie z danymi zawartymi w literaturze, wysokość podstawy klina kostnego można określić przeliczając 1° na 1 mm szerokości podstawy klina [53].

1.3.3. Wyznaczanie kąta korekcji - metoda Paleya

Drugą metodą wykorzystywaną przy określaniu kąta korekcji jest metoda Paleya [41, 54]. Jest metodą szczególnie przydatną przy znaczących kątach deformacji osi mechanicznej kończyny dolnej.

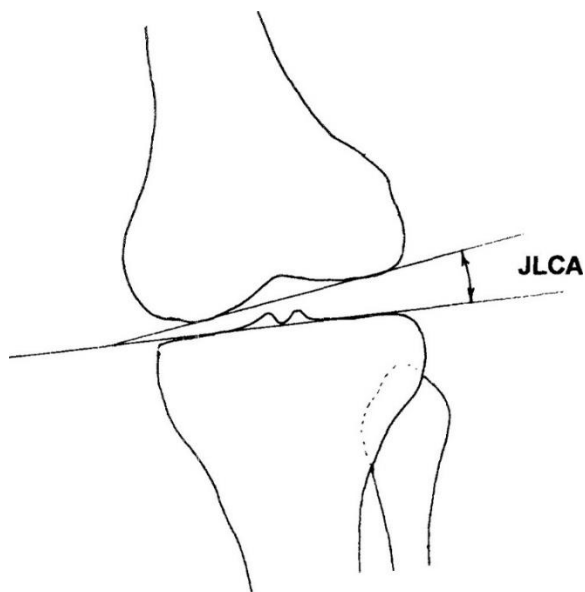


Rys. 1.10. Określenie kierunku i wartości odchylenia osi mechanicznej (ang.: mechanical axis deviation – MAD) [27].

Procedurę rozpoczyna się od określenia nieprawidłowości kończyny dolnej (ang. mechanical axis deviation - MAD). Krok pokazano na rysunku 1.10. Wykreślenie MAD odbywa się w oparciu o zdjęcie w projekcji czołowej AP obu kończyn dolnych, w pozycji stojącej. Punktem odniesienia do określenia MAD jest guzkowatość piszczeli. Wykreślona zostaje oś mechaniczna kończyny dolnej. Kolejno weryfikuje się odległość i kierunek wychylenia osi mechanicznej od wspomnianej guzkowatości piszczeli. Opisane działanie umożliwia określenie charakteru i wielkości patologii skrzywienia osi mechanicznej kończyny dolnej.

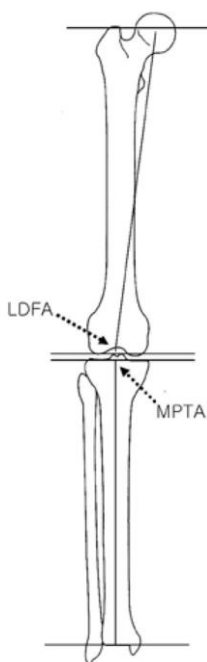
W przypadku wystąpienia deformacji szpotawej konieczne jest jeszcze wyznaczenie kąta zbieżności stawu (ang. joint-line convergence angle – JLCA). Jest to kąt zawarty pomiędzy dwoma liniami. Pierwsza poprowadzona zostaje pomiędzy kłykciami kości udowej. Natomiast

druga między kłykcami kości piszczelowej. Opisany kąt pokazano na rysunku 1.11. W warunkach pracy fizjologicznej wskazany kąt powinien zawierać się w zakresie 0-3° [41].

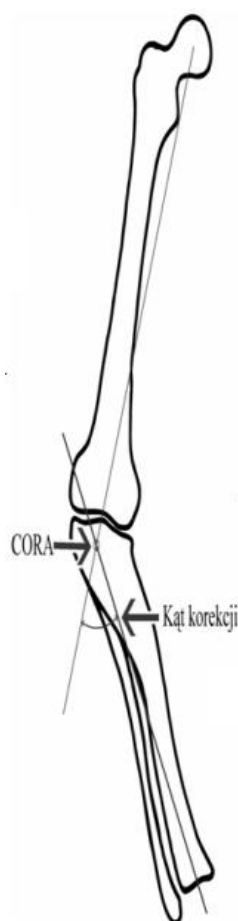


Rys. 1.11. Kąt zbieżności stawu kolanowego [55]

Kolejno określa się deformacje końca dalszego kości udowej i końca bliższego kości piszczelowej. Deformacja końca dalszego kości udowej opisana jest poprzez boczny dalszy kąt udowy (ang. lateral distal femoral angle – LDFA), a deformacja końca bliższego kości piszczelowej opisana jest przyśrodkowym bliższym kątem piszczelowym (ang. medial proximal tibial angle - MPTA). LDFA powinien zawierać się w zakresie 88° do 95°, a MPTA w zakresie 86° do 89° [41]. Oba kąty pokazano na rysunku 1.12.



Rys. 1.12. Kąty odpowiadające za zdefiniowanie deformacji nasady kości [56]



Rys. 1.13. Punkt CORA i kąt korekcji [27]

Posiadając informacje o wcześniej wyznaczonych wartościach można przystąpić do wyznaczenia wymaganego kąta korekcji i miejsca wykonania osteotomii. W tym celu wykreśla się oś mechaniczną kości udowej i oś mechaniczną kości piszczelowej. Miejsce przecięcia linii jest środkiem rotacji deformacji kątowej (ang. center of rotation of angulation – CORA) i jednocześnie miejscem wykonania zabiegu. Kąt zawarty pomiędzy osiami mechanicznymi jest wymaganym kątem korekcji. Punkt CORA i kąt korekcji wyznaczone metodą Paleya pokazano na rysunku 1.13. Posiadając powyższe dane operator może przystąpić do wykonywania zabiegu na sali chirurgicznej.

1.3.4. Wyznaczanie kąta korekcji - metoda Dugdale'a

W osteotomii domykającej kąt korekcji α definiowany jest jako kąt pomiędzy linią wykreśloną od punktu znajdującego się w 62,5% szerokości plateau piszczeli do środkiem głowy kości udowej, a linią prowadzącą od wspomnianego punktu na plateau piszczeli do środka stawu skokowego. Kąt pomiędzy wykreślonymi liniami to wymagany kąt korekcji [38, 42]. Korekcję wykonuje się równoległe do powierzchni stawowej, około 20 do 25 mm poniżej osi poziomej stawu kolanowego [38]. Zobrazowanie metody widnieje na rysunku 1.14A.



Rys. 1.14. A – określenie kąta korekcji metodą Dugdala'a w osteotomii domykającej. B – Określenie kąta korekcji metodą Dugdala'a w osteotomii rozwierającej. (ang. Center of femoral head – środek głowy kości udowej, ang. Center of ankle – środek stawu skokowego) [38]

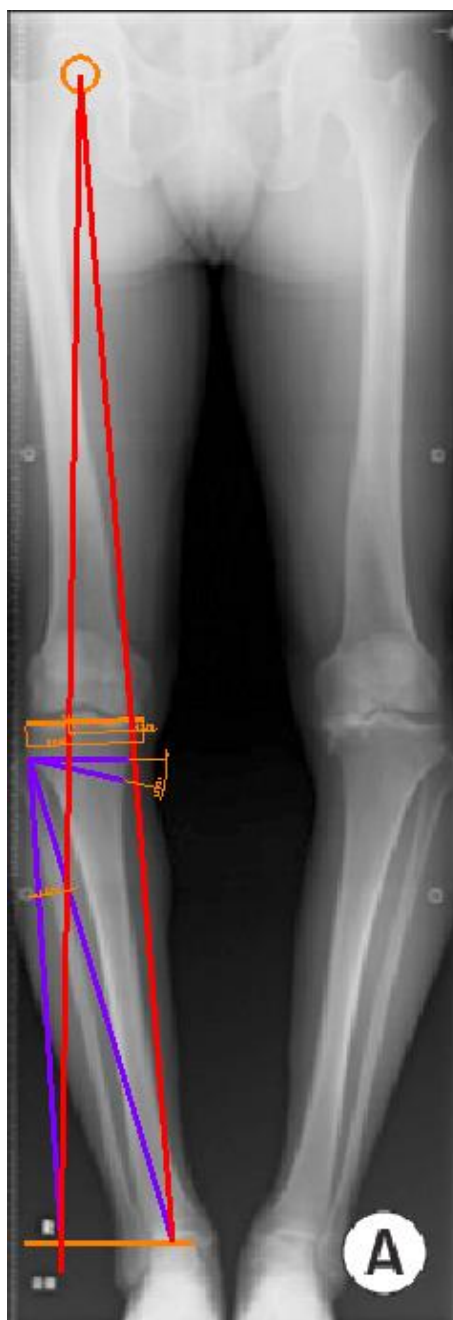
W osteotomii otwierającej kąt korekcji α jest wyznaczany analogicznie. Różnica polega na umiejscowieniu klina. Podstawa klina rozpoczyna się po stronie przyśrodkowej, około 35 do 40 mm poniżej powierzchni stawowej [38]. Czubek klina zlokalizowany jest u góry części proksymalnej kości strzałkowej [38]. Opisana metoda widnieje na rysunku 1.14B.

1.3.5. Porównanie metod

Dokonano porównania metod wyznaczania kąta korekcji. Porównanie metod wykonano dla kończyny prawej z wykorzystaniem zdjęcia rentgenowskiego z publikacji autorstwa H. Saito i in. [57], które pokazano na rys. 1.15., poniżej. Obraz przedstawia kończyny dolne w wyproście w projekcji AP. Zdjęcie wykonano w pozycji stojącej.



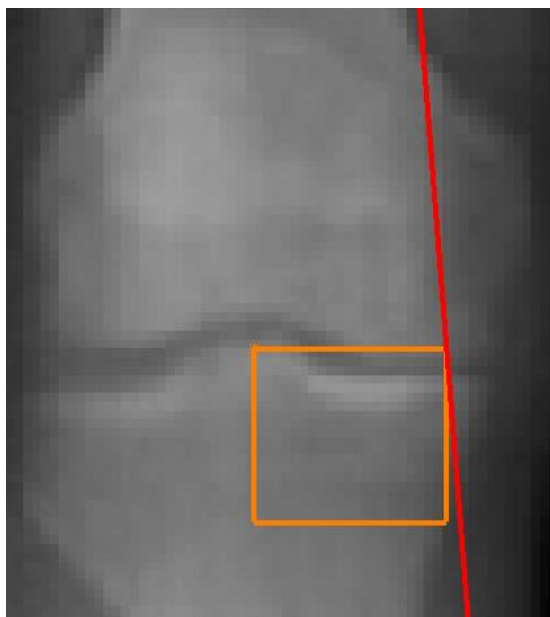
Rys. 1.15. Projekcja AP kończyn dolnych [57]



Rys. 1.16. Wykreślenie kąta korekcji metodą Miniacięgo [57]

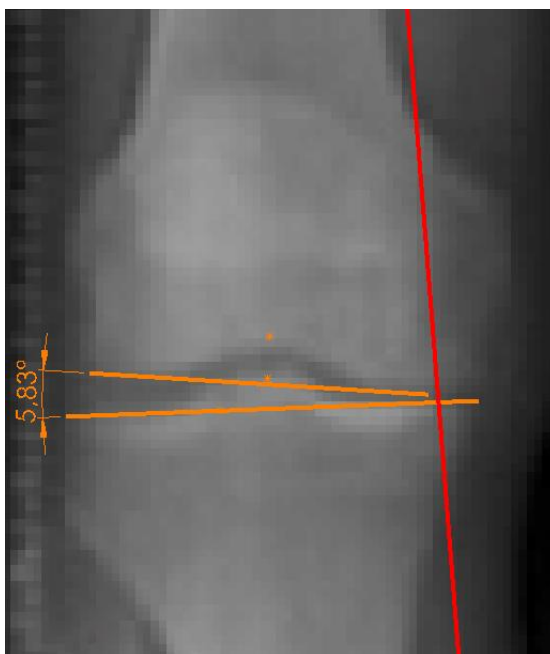
Określenie kątów korekcji przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania CAD. Wpierw wyznaczono kąt korekcji metodą Miniacięgo, co pokazano na rysunku 1.16. Wykreślony kąt korekcji wyniósł $12,76^\circ$.

Kolejno kąt korekcji wyznaczono za pomocą metody Paleya. Na rysunku 1.17. pokazano wyznaczenie MAD. Jego kierunek i wielkość mówi o znacznej deformacji szpotawej kończyny.



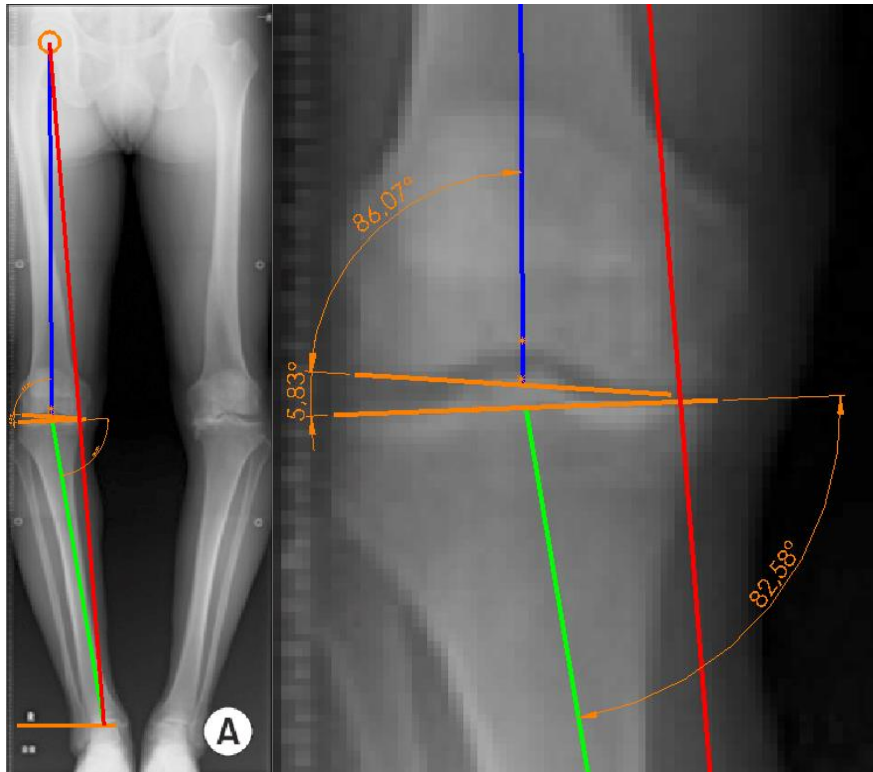
Rys. 1.17. Określenie MAD [57]

Ze względu na wystąpienie szpotawości kończyny wykreślono kąt JLCA, który wyniósł $5,83^\circ$. Wskazany kąt nie mieścił się w fizjologicznym zakresie $0-3^\circ$. Pokazano go na rysunku 1.18.



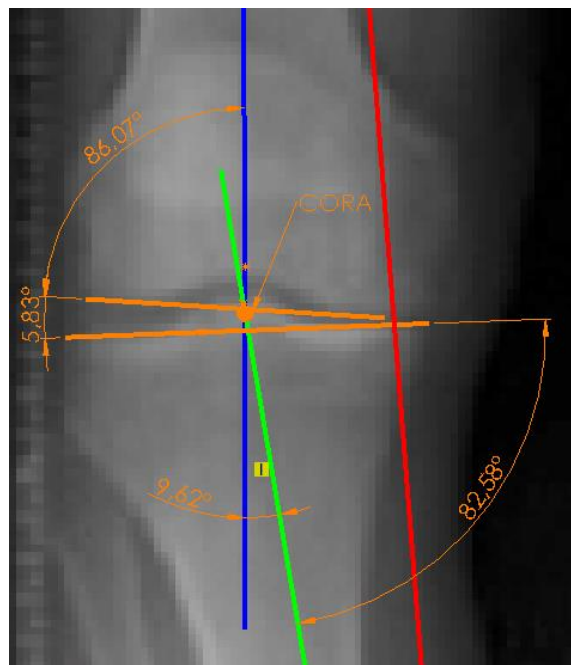
Rys. 1.18. Kąt JLCA [57]

Zrealizowano kolejny krok, jakim było określenie kątów LDFA i MPTA. Otrzymane wartości kątów wynosiły odpowiednio: LDFA – $86,07^\circ$, MPTA – $82,58^\circ$. Wartości normalne dla wspomnianych kątów powinny mieścić się w zakresie 88° do 95° dla LDFA i 86° do 89° dla MPTA. Niewielka różnica w wartości kąta LDFA wskazuje na niewielką deformację końca dalszego kości udowej. Natomiast różnica w wartości kąta MPTA wskazuje na większą deformację końca bliższego kości piszczelowej. Oba kąty pokazano na rysunku 1.19.

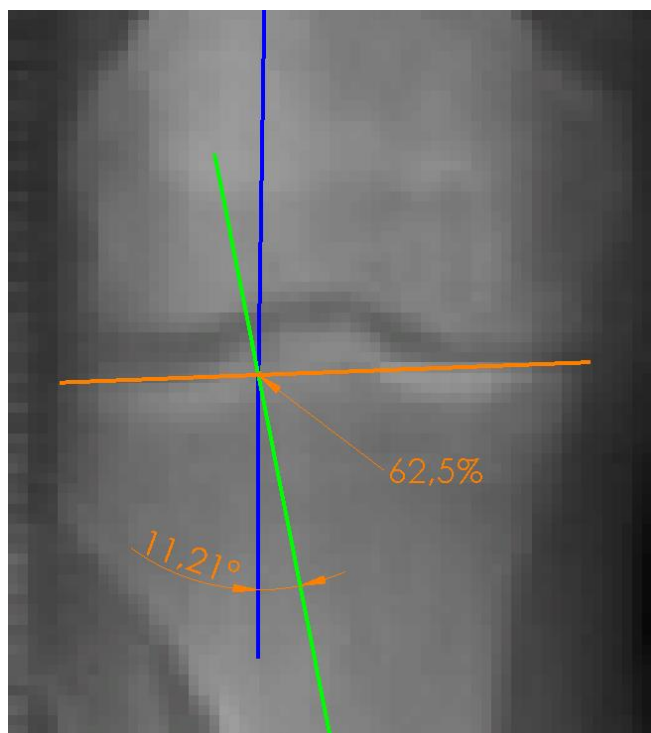


Rys. 1.19. Wyznaczone kąty LDFA i MPTA [57]

Wykreślono osie mechaniczne kości udowej i kości piszczelowej. W miejscu ich przecięcia oznaczono CORA i określono kąt korekcji, który wyniósł $9,62^\circ$.



Rys. 1.20. Kąt korekcji i CORA wyznaczone metodą Paleya [57]



Rys. 1.21. Kąt korekcji wyznaczony metodą Dugdale'a [57]

Ostatnią metodą była metoda Dugdale'a. Wykreślenie kąta korekcji rozpoczęto od określenia położenia punktu Fujisawa'y. Następnie wykreślono linię prowadzącą od środka głowy kości udowej do wspomnianego punktu oraz linię prowadzącą od środka stawu skokowego do punktu Fujisawa'y. Uzyskany tą metodą kąt korekcji wyniósł $11,21^\circ$. Metoda została ukazana na rysunku 1.21.

Zestawienie wyników zaprezentowano poniżej:

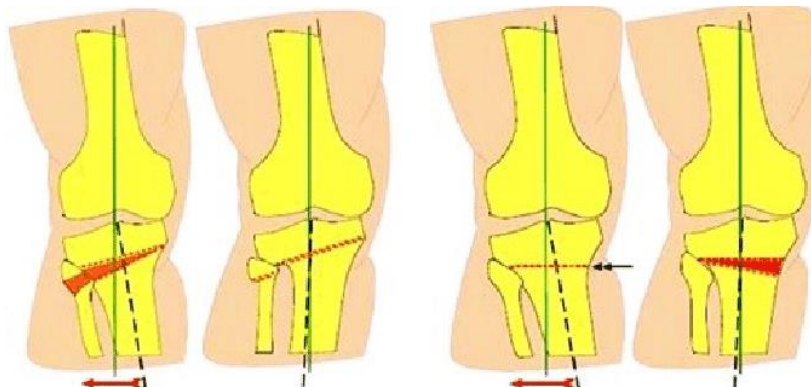
- metoda Miniaciego – $12,76^\circ$;
- metoda Paleya – $9,62^\circ$;
- metoda Dugdale'a – $11,21^\circ$.

W trakcie geometrycznego wykreślenia kątów korekcji opisywanymi metodami zaobserwowano znacząco zależność otrzymanego wyniku od rozdzielczości zdjęcia i dokładności wykreślenia linii. Różnica między wynikiem otrzymanym metodą Miniaciego, a wynikiem otrzymanym metodą Dugdale'a wynosi $1,55^\circ$. Natomiast różnica w wyliczonej wartości kąta korekcji pomiędzy metodą Dugdale'a, a metodą Paleya wynosi $1,59^\circ$. Z kolei różnica pomiędzy wartością uzyskaną z metody Miniaciego, a wartością kąta korekcji uzyskaną metodą Paleya wynosi $3,14^\circ$.

Mając na uwadze fakt, że metoda Miniaciego jest powszechnie stosowana i jest metodą bardziej złożoną niż metoda Dugdale'a czy metoda Paleya, przez co pozwala na lepszą kontrolę wyznaczania kąta korekcji podjęto decyzję, że w trakcie prac badawczych opisanych w poniższej rozprawie, do wyznaczania wymaganego kąta korekcji wykorzystywana będzie metoda Miniaciego. Wskazana metoda uwzględnia przebieg osi mechanicznej kończyny dolnej w stawie zmienionym chorobowo, przebieg fizjologicznej osi mechanicznej kończyny dolnej oraz planowane miejsce korekcji.

1.3.6. Technika operacyjna

Jak wskazano wcześniej, technika operacyjna jest zależna od stosowanego systemu danego producenta. Wszyscy producenci wyróżniają dwie główne metody wysokiej osteotomii piszczelowej - osteotomię rozwierającą i domykającą.



Rys. 1.22. Po lewej – osteotomia domykająca z dostępu przyśrodkowego. Po prawej – osteotomia rozwierająca z dostępnym przyśrodkowym [59]

W osteotomii domykającej operację rozpoczyna się od wykonania nacięcia w kształcie klina o wymaganym kącie korekcji. Kolejno usuwany jest fragment kości. Następnie szczelina osteotomii jest domykana. Dochodzi do przywrócenia fizjologicznego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej. Ostatnim etapem jest stabilizacja kończyny poprzez osadzenie płytki stabilizującej.



Rys. 1.23. Po lewej – tworzenie szczeliny osteotomii. Po prawej - mocowanie płytki stabilizującej [48]

W osteotomii rozwierającej wykonuje się nacięcie kości piszczelowej. Następnie szczelina jest rozwierana do uzyskania wymaganego kąta korekcji. Ostatnim krokiem zabiegu jest ustabilizowanie szczeliny poprzez założenie płytki.

W zależności od stosowanego systemu istnieją nieznaczne różnice. Firma Arthrex zaleca wykonywanie nawiercenia prostopadłego do płaszczyzny czołowej, w celu zmniejszenia naprężeń przy osteotomii rozwierającej [60]. Producent płytek TOMOFIX wskazuje, że należy wykonać dodatkowe nacięcie piszczeli, prostopadłe do szczeliny osteotomii, widoczne na rysunku 1.23. [48].

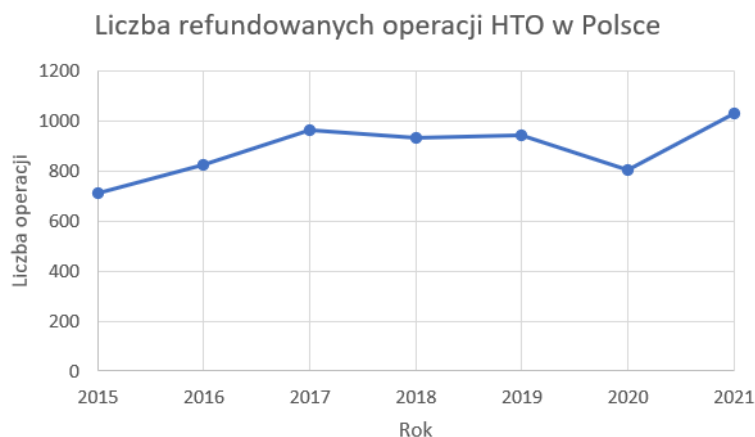
Jak wskazują autorzy publikacji, najczęściej wykonywanym rodzajem zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej jest osteotomia rozwierająca [58, 61, 62, 63]. W przeszłości osteotomia domykająca była częściej stosowana, lecz w ostatnich latach zabieg osteotomii rozwierającej jest powszechniejszy [58]. Informacja ta ma również odzwierciedlenie w raportach o rynku płytek stabilizujących, traktujących o prognozach wzrostu wielkości sprzedaży elementów stabilizujących [64, 65]. Poniższa praca przedstawia badania ukierunkowane na osteotomię rozwierającą jako najpowszechniej stosowaną technikę operacyjną.

2. ŹRÓDŁA PROBLEMU

2.1. Liczba i koszty operacji

Zgodnie z danymi zawartymi w publikacji [63] w Niemczech wykonano 232 zabiegi HTO w wyniku wystąpienia pojedynczego uszkodzenia powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej, w okresie 68 miesięcy (0,04 operacji/miesiąc/mln mieszkańców). W Stanach Zjednoczonych wykonano ponad 23 tysiące operacji HTO w okresie 48 miesięcy (1,44 operacji/miesiąc/mln mieszkańców) [66]. Podczas gdy w samej Kalifornii liczba ta wyniosła 1576 w okresie 168 miesięcy (0,24 operacji/miesiąc/mln mieszkańców) [67]. Jak zgłaszają autorzy publikacji, w Korei Południowej liczba zabiegów jest wielokrotnie wyższa. W okresie 228 miesięcy wykonano 93943 operacji HTO (7,96 operacji/miesiąc/mln mieszkańców) [68].

Na potrzeby rozprawy uzyskano dane z Narodowego Funduszu Zdrowia, traktujące o liczbie operacji przeprowadzonych w Polsce w latach 2015 - 2021 z podziałem na województwa. We wskazanym okresie, 84 miesięcy, refundacji kosztów podlegało w Polsce 6209 operacji wysokiej osteotomii piszczelowej (1,96 operacji/ miesiąc/mln mieszkańców). Trend liczby operacji rok do roku ukazany jest na wykresie 2.1.



Wykres 2.1. Liczba refundowanych operacji wysokiej osteotomii piszczelowej w Polsce w latach 2015 - 2021

Pokazane dane obrazują niewielki wzrost liczby operacji w latach 2015 – 2017, a następnie wyrównanie trendu w okolicach 950 operacji rocznie. Widoczny jest spadek operacji w roku 2020, co może korelować z początkiem pandemii COVID-19. Średni wiek pacjentów wynosił 47,03 lat. Mężczyźni stanowili 52,1% pacjentów, a kobiety 47,9% pacjentów. Na podstawie danych uzyskanych z NFZ określono liczbę operacji przypadającą na 100 tys. mieszkańców każdego z województw w roku 2021. Dane o liczebności województw pozyskano z raportu udostępnionego przez Główny Urząd Statystyczny [69]. Województwem z najmniejszą liczbą operacji na 100 tys. mieszkańców było województwo Zachodniopomorskie. Najwięcej operacji na 100 tys. mieszkańców wykonano w województwie Świętokrzyskim. Pełne zestawienie pokazano w tabeli 2.1.

Tabela 2.1. Liczba operacji na 100 tys. mieszkańców, w poszczególnych województwach w roku 2021

Województwo	Liczba ludności w 2021 [w 100 tys.]	Liczba operacji w 2021	Liczba operacji na 100 tys. mieszkańców w roku 2021
Dolnośląskie	28,977	38	1,31
Kujawsko - pomorskie	20,177	26	1,29
Lubelskie	20,383	121	5,94
Lubuskie	9,855	32	3,25
Łódzkie	23,949	90	3,76
Małopolskie	34,304	51	1,49
Mazowieckie	55,128	179	3,25
Opolskie	9,486	25	2,64
Podkarpackie	20,859	100	4,79
Podlaskie	11,487	34	2,96
Pomorskie	23,587	27	1,14
Śląskie	43,759	145	3,31
Świętokrzyskie	11,877	74	6,23
Warmińsko - mazurskie	13,747	26	1,89
Wielkopolskie	35,0	48	1,37
Zachodniopomorskie	16,5	16	0,97

Koszt operacji w Polsce wynosi od 11800 do 13500 złotych polskich [70]. Koszt zabiegu w Niemczech wynosi około 15000 euro [71]. Natomiast w Korei Południowej, gdzie liczba operacji jest duża, koszt jednego zabiegu wynosi od 12000 do 14000 dolarów amerykańskich [72]. Koszt operacji w Stanach Zjednoczonych Ameryki wynosi około 20000 dolarów amerykańskich [73]. Powyższe dane pozwalają stwierdzić, że koszt operacji jest mocno zależny od kraju wykonywania operacji i może wynosić od 11800 złotych polskich do ponad 90000 złotych polskich.

2.2. Powikłania

W piśmiennictwie opisanych jest szereg powikłań do jakich dochodzi po operacji wysokiej osteotomii piszczelowej [62, 74, 75]:

- infekcja szczeliny osteotomijnej;
- niestabilność stawu kolanowego;
- sztywność stawu kolanowego;
- złamanie śród-stawowe;
- utrata korekcji;
- zespół przedziałów powięziowych;
- martwica bliższej części kości piszczelowej;
- uszkodzenie nerwu strzałkowego;
- zmiana kąta nachylenia powierzchni stawowej kości piszczelowej;
- niewystarczająca korekcja osi mechanicznej;
- zapalenie żył powierzchniowych;
- parestezje skóry.

Od 16,7% do nawet 43,6% operacji obciążonych jest powikłaniami [62, 74].

2.3. **Powtarzalność wyników operacji**

Ukazane we wcześniejszym rozdziale powikłania stanowią podstawę do przypuszczenia o niskiej skuteczności i powtarzalności wyników operacji. Utrata korekcji, a co za tym idzie utrata prawidłowego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej, następuje nawet u 27,4% pacjentów [76, 77]. Stosowana w medycynie analiza przetrwania (ang. survivorship analysis) pozwala określić jakość i trwałość wyników operacji [78]. Na przestrzeni lat wykonano wiele wspomnianych analiz dla setek przypadków, wykonywanych różnymi technikami operacyjnymi [79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90]. We wskazanych analizach, określony przetrwanie pięcioletnie na poziomie od 50% do 97,3%. Natomiast przetrwanie dziesięcioletnie na poziomie od 51% do 97,6%. Autorzy publikacji stosowali różne techniki operacyjne i różne metody pomiarów, stąd ciężko jednoznacznie wnioskować jaki jest faktyczny poziom przetrwania wyników operacji u pacjentów, którzy przeszli zabieg pięć lub dziesięć lat wcześniej. Opisane wartości na poziomie 50% stanowią duże wyzwanie dla systemu zdrowia, gdyż pacjenci, którzy utracili korekcję lub doświadczają występowania innych objawów wymagają przeprowadzenia ponownej operacji lub zastąpienia stawu kolanowego implantem.

Mechanizm utraty korekcji lub nawrotu problemów z funkcjonowaniem stawu kolanowego nie jest dobrze poznany. Uważa się, że w wyniku prawidłowo przeprowadzonej osteotomii uzyskuje się następujące korzyści [91]:

- korektę ustawienia wzajemnego powierzchni stawowych;
- odciążenie uszkodzonego przedziału stawowego;
- redystrybucję obciążenia;
- zmniejszenie przekrwienia.

Autorzy publikacji podają jako przyczyny utraty korekcji i nawrotu problemów z funkcjonowaniem stawu: niestabilne mocowanie płyt; zwiększone nachylenie tylne kości piszczelowej, ze względu na przednie mocowanie płyt; infekcję lub utratę aseptyczności [38, 92]. W literaturze znajdują się doniesienia, że przyczyną utraty korekcji oraz pogorszenia jakości życia po upływie 10 lat po HTO, może być **nierównomierna dystrybucja nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych** [91]. We wspomnianej publikacji wnioski przedstawiono w oparciu o medyczne metody badań (wywiad z pacjentami, badania ruchomości stawów) i nie przedstawiono dowodów opartych na badaniach mechanicznych. Stanowi to przesłankę do pogłębienia badań i określenia stanu faktycznego.

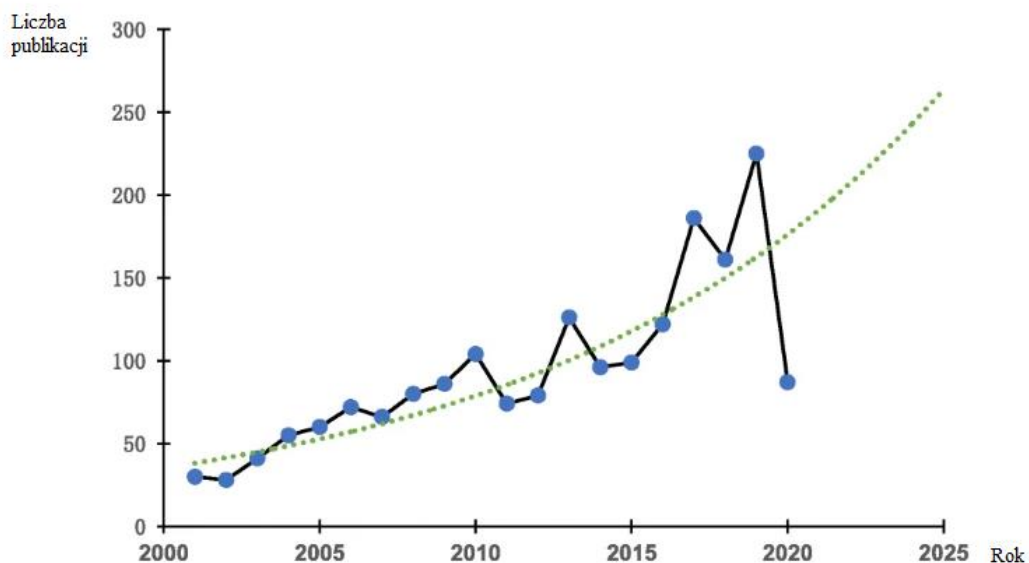
W publikacjach opisujących wieloletnie badania dotyczące utrzymywania się efektów wysokiej osteotomii piszczelowej stosowane są wskaźniki mówiące o subiektywnych odczuciach pacjentów na temat jakości życia po zabiegu oraz obiektywnych wskaźników. W publikacji autorstwa G. Papachristou i in. [91] użyty został wskaźnik HSSK (Hospital for Special Surgery Knee Rating System, pol.: system oceny specjalnej chirurgii kolana). Wskaźnik ten jest sumą kilku kategorii i uwzględnia: ból (30 punktów), funkcjonalność stawu (22 punkty), zakres ruchu (18 punktów), siłę mięśni (10 punktów), deformację zgięcia kolana (10 punktów) i stabilność stawu (10 punktów). W omawianej publikacji określono średnią sumę punktów przed zabiegiem na 52. Dla pacjentów z dobrymi wynikami po operacji wskaźnik ten wynosił 83,5, natomiast dla

pacjentów z kiepskimi wynikami operacji wynosił zaledwie 58,83 punktu. Jak wskazuje T. Sier i inni [93] wysoka osteotomia piszczelowa powoduje wzrost jakości życia. Do oceny wykorzystano wskaźnik HRQOL (ang. health-related quality of life, pol.: wskaźnik jakości życia opartej na zdrowiu). Wskaźnik ten bazuje na definicji zdrowia Światowej Organizacji Zdrowia, która mówi że zdrowie jest to stan pełnego dobrobytu fizycznego, psychicznego i społecznego, a nie wyłącznie brak obecności choroby [94]. Sier i in. wykazali wzrost jakości życia po zabiegu. Zgodnie z wynikami przedstawionymi przez J. Belseya i in. [95] pacjenci, którzy przeszli zabieg wysokiej osteotomii piszczelowej cieszą się wzrostem aktywności fizycznej po zabiegu, ale nadal wyniki dla tej grupy wskazują, że wzrost jest niższy niż przy jednoprzedałowej alloplastyce stawu kolanowego, która stanowi alternatywę dla wysokiej osteotomii piszczelowej. We wspomnianym badaniu używano skali Tegnera, która jest jedną z najpopularniejszych metod oceny i stanowi sumę kilku wskaźników [96]. Pomimo zadawalających wyników dla większości pacjentów, nadal istnieje znaczący odsetek pacjentów niezadowolonych z jakości życia po wysokiej osteotomii piszczelowej. Może to wskazywać na korelację braku poprawy jakości życia z brakiem przywrócenia anatomicznych wartości nacisków powierzchniowych.

2.4. Stan wiedzy

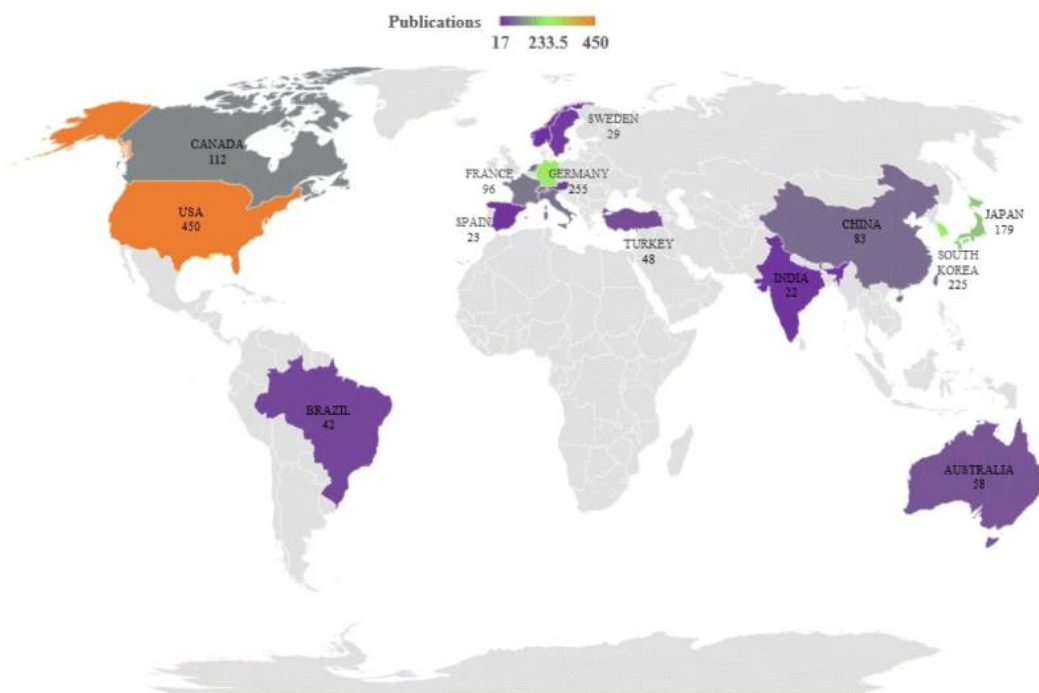
Pierwsze doniesienia o osteotomii podkolanowej w leczeniu osteoartrozy pochodzą z 1961 r. [97]. Dane zawarte w bazach takich jak Google Scholar pokazują, że liczba publikacji dotyczących wysokiej osteotomii piszczelowej w latach 1960-1970 wynosiła 599, w latach 1970-1980 było to 1330 publikacji. W kolejnej dekadzie widoczny jest dalszy wzrost zainteresowania tematem, gdyż liczba publikacji w latach 1980-1990 wynosiła 3350, a w kolejnym dziesięcioleciu 6570. W XXI w. zagadnienie nadal było szeroko badane przez zespoły z całego świata. W okresie 2000-2010 baza Google Scholar wskazuje 12500 wyników dla wyszukiwania „high tibial osteotomy”, a w następnej dekadzie 20100 rekordów.

Zgodnie z danymi przedstawionymi przez H. Zhanga i in., baza Web of Science zawierała 1883 publikacje traktujące o wysokiej osteotomii piszczelowej, opublikowane w latach 2001-2020 [98]. Autorzy w swoim artykule ukazują wzrost liczby publikacji na przestrzeni pierwszych dwóch dekad XXI w. co zostało ukazane na wykresie 2.2.



Wykres 2.2. Wzrost liczby publikacji dotyczących HTO odnotowanych w Web of Science w latach 2001-2020 [98]

W ostatnich dwóch dekadach najwięcej publikacji zostało napisanych przez autorów pochodzących ze Stanów Zjednoczonych Ameryki – 450. Drugim najczęściej publikującym w temacie HTO narodem byli Niemcy - 255 publikacji, a trzecim Koreańczycy – 225 publikacji. Niewiele mniej artykułów napisali Japończycy – 179. Na tle pozostałych narodów, wyróżniają się jeszcze Kanadyjczycy – 112 publikacji, Francuzi – 96 publikacji i Chińczycy 83 publikacje. Mapę pokazującą rozkład geograficzny publikacji dotyczących wysokiej osteotomii piszczelowej pokazano na rysunku 2.1., poniżej.



Rys. 2.1. Liczba publikacji z lat 2001-2020 i ich rozkład na mapie świata [98]

Widoczna jest korelacja pomiędzy zainteresowaniem badaczy z danego kraju problematyką HTO, a rozpowszechnieniem osteoartrozy w populacji danego kraju, którą ukazano na rysunku 1.3. zawartym w rozprawie. Spośród krajów o najwyższym rozpowszechnieniu osteoartrozy (Tajlandia, Japonia, Korea), aż dwa znajdują się w pierwszych czterech narodowościach, najczęściej publikujących w tematyce wysokiej osteotomii piszczelowej.

Zagadnienie wysokiej osteotomii piszczelowej pozostaje przedmiotem badań naukowców z całego świata od lat 60-tych XX w., a liczba publikacji utrzymuje się w trendzie wzrostowym, co świadczy o aktualności problemu.

Istnieje wiele publikacji, w których opisano funkcjonowanie zdrowego stawu kolanowego, przebiegu osi mechanicznej w zdrowym stawie, naciskach powierzchniowych na powierzchniach stawowych zdrowego stawu kolanowego i ekstruzji łąkotek w zdrowym stawie kolanowym [33, 99, 100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114]. Świadczy to, że mechanika zdrowego stawu kolanowego jest dobrze poznana. Liczba publikacji dotyczących mechaniki stawu kolanowego w przypadku, gdy dojdzie do uszkodzenia powierzchni stawowej jest mniejsza, lecz nadal znacząca [33, 106, 110, 111, 112, 113, 115, 116]. Pozwala to stwierdzić, że wpływ uszkodzenia powierzchni stawowych na mechanikę stawu kolanowego, przebieg osi mechanicznej kończyny dolnej, wartości nacisków powierzchniowych i ekstruzję łąkotek został rozpoznany w stopniu istotnym, i jest to problematyka dobrze poznana.

Po przeglądzie literatury ustalono, że wpływ korekcji przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej z wykorzystaniem wysokiej osteotomii piszczelowej na naciski powierzchniowe na powierzchniach stawowych i ekstruzję łąkotek nie został zbadany w wystarczającym stopniu [113, 114, 117, 118, 119, 120]. W literaturze brakuje źródeł opisujących powyższe zjawiska w sposób wystarczający i kompletny. We wskazanych źródłach opisany jest wpływ przywrócenia osi mechanicznej na wartość naprężeń von Misesa bez uwzględnienia OA, wpływ odmiennych płytek stabilizujących na wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych bez OA, wpływ innego typu modelowania obszaru bocznego piszczeli na naprężenia w kości piszczelowej i płycie stabilizującej, optymalizację płyty fiksującej, czy wpływ przesunięcia osi mechanicznej na deformację kości piszczelowej i płyty stabilizującej. Fakt ten stanowi motywację do podjęcia szerszych badań mających na celu wyjaśnienie i opisanie wskazanych zjawisk i zależności.

2.4.1. *Badania literaturowe*

Badania literaturowe objęły zbiory publikacji dostępne w Web of Science, ScienceDirect czy PubMed. Przegląd obejmował badania źródeł opisujących początki HTO jak i współczesne doniesienia. W zakresie analizowanych artykułów znajdują się te mówiące o funkcjonowaniu zdrowego stawu kolanowego oraz stawów kolanowych z osteoartrozą. Zgłębienie wiedzy objęło badania prowadzone przez medyków i zespoły interdyscyplinarne wykorzystujące analizy komputerowe metodą elementów skończonych. Uwzględnione zostały publikacje napisane przez autorów pochodzących z Ameryki Północnej, Europy i Azji.

Zebrana i przedstawiona wiedza stanowi podstawę do sformułowania celu pracy oraz hipotez badawczych.

Zawarte w literaturze badania numeryczne zdrowego stawu kolanowego obejmują różne warunki obciążenia stawu. E. Pena i in. badali zdrowy staw kolanowy w trzech stanach obciążenia [99]:

- obciążenie siłą osiową 1150 N oraz siłą 134 N działającą w kierunku AP,
- obciążenie siłą osiową 1150 N oraz momentem siły o wartości 10 Nm działającym z kierunku bocznego,
- obciążenie siłą osiową 1150 N, siłą 134 N w kierunku AP i momentem 10 Nm z kierunku bocznego.

Pena i in. otrzymali następujące wyniki [99]:

- dla pierwszego przypadku obciążenia zaobserwowano naciski powierzchniowe o wartości 3,11 MPa po stronie przyśrodkowej na powierzchni stawowej kości udowej i 2,55 MPa na powierzchni stawowej kości piszczelowej po stronie przyśrodkowej. Po stronie bocznej naciski wynosiły około 2,6 MPa;
- dla drugiego przypadku obciążenia zaobserwowano naciski powierzchniowe o wartości 4,5 MPa po stronie przyśrodkowej na powierzchni stawowej kości udowej i 3,25 MPa na powierzchni stawowej kości piszczelowej po stronie przyśrodkowej. Po stronie bocznej naciski wyniosły około 1,5 MPa;
- dla trzeciego przypadku obciążenia zaobserwowano naciski powierzchniowe o wartości 4,12 MPa po stronie bocznej na powierzchni stawowej kości udowej i 3,15 MPa na powierzchni stawowej kości piszczelowej po stronie bocznej. Po stronie przyśrodkowej naciski wyniosły 1,62 MPa na powierzchni stawowej kości udowej i 1,69 MPa na powierzchni stawowej piszczeli.

Jednocześnie w badaniu uwzględniono pięć wariantów wartości liczby Poissona dla materiału powierzchni stawowych: 0,3; 0,4; 0,45; 0,46; 0,49.

S. Park i in. prowadzili badania z wykorzystaniem symulacji komputerowej. Badania obejmowały analizę całej kończyny dolnej w trakcie chodu. Staw był obciążony siłą zmieniającą się w zakresie od 600 N do 700 N. Maksymalne wartości nacisków uzyskano dla strony przyśrodkowej i wynosiły one 7,9 MPa. Natomiast po stronie bocznej maksymalna wartość nacisków wyniosła 6,0 MPa [100]. Liczba Poissona dla materiału powierzchni stawowych miała wartość 0,49.

Y. Wang i in. weryfikowali funkcjonowanie stawu kolanowego w pozycji wyprostowanej oraz w trakcie klęczenia. W obu przypadkach obciążali kończynę siłą 1000 N. Przy badaniu stawu w pozycji wyprostowanej otrzymali naciski powierzchniowe o wartości 3,25 MPa po stronie przyśrodkowej i 2,438 MPa po stronie bocznej. Model materiałowy powierzchni stawowej opisany był liczbą Poissona o wartości 0,45 [101].

M. Khoshgoftar i in. wykorzystali w swoich badaniach model Open Knee. Prowadzili badania weryfikujące odmienne typy implantów łąkotki przyśrodkowej na funkcjonowanie stawu, ze szczególnym uwzględnieniem strony przyśrodkowej. Model obciążony był siłą 1200 N,

a naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej wyniosły od 6,0 do 6,4 MPa dla modelu z implantem łąkotki, od 7,1 MPa do 7,5 MPa dla modelu bez łąkotki przyśrodkowej oraz od 5,1 MPa do 5,2 MPa dla modelu z autorskim prototypem implantu łąkotki [102]. Liczba Poissona modelu materiałowego powierzchni stawowych wynosiła 0,475.

D. Shriram i in. badali wpływ odmiennych właściwości mechanicznych łąkotec na funkcjonowanie stawu kolanowego. W badaniach wykorzystali model stawu kolanowego udostępniony w ramach programu Open Knee. Staw obciążyli siłą osiową o wartości 1150 N. Otrzymali naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej o wartości 4,64 MPa i 5,74 MPa po stronie bocznej. Model materiałowy powierzchni stawowej opisany był liczbą Poissona o wartości 0,45 [103].

Y.-C. Lin w swojej pracy prowadził badania nacisków na rzeczywistym stawie kolanowym z wykorzystaniem systemu Tekscan. Staw obciążał siłą 1000 N, a zmierzone wartości nacisków powierzchniowych wynosiły 7,94 MPa po stronie przyśrodkowej i 2,63 MPa po stronie bocznej [104].

Y. Dong i in. prowadzili badania wpływu uszkodzenia łąkotki na naciski powierzchniowe na powierzchniach stawowych. Model obciążony był siłą osiową o wartości 1150 N. W swoich badaniach opisali między innymi naciski powierzchniowe w zdrowym stawie kolanowym. Na powierzchni stawowej kości udowej po stronie przyśrodkowej maksymalna wartość nacisku wyniosła 3,22 MPa, a po stronie bocznej 2,0 MPa. Na powierzchniach stawowych piszczeleli naciski wynosiły 2,75 MPa po stronie przyśrodkowej i 2,0 MPa po stronie bocznej. Liczba Poissona modelu materiałowego powierzchni stawowej wynosiła 0,46 [105].

L. Zhu i in. badali wpływ implantu łąkotki na funkcjonowanie stawu kolanowego (zdrowego). Model stawu kolanowego obciążyli siłą o wartości 1150 N. Liczba Poissona materiału powierzchni stawowych wynosiła 0,475. W swojej pracy zespół podał naprężenia ściskające Tresci. Na powierzchni stawowej kości udowej naprężenia po stronie bocznej mieściły się w zakresie od 2,5 MPa do 4,4 MPa, a po stronie przyśrodkowej od 1,5 MPa do 2,5 MPa. Na powierzchniach stawowych piszczeleli naprężenia przyjęły analogiczne wartości [108].

R. Mootanah i in. obciążali staw kolanowy siłą 374 N oraz momentem 15 Nm, który obciążał staw wyginając go od strony bocznej do przyśrodkowej i odwrotnie. Liczba Poissona powierzchni stawowych miała wartość 0,45. Otrzymali naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej o wartości 3,9 MPa i 2,22 MPa po stronie bocznej [109].

P. Łuczkiwicz i in. prowadzili badania na modelu Open Knee. W swoich badaniach weryfikował wpływ utraty grubości powierzchni stawowej na wartości nacisków powierzchniowych. Model obciążony był siłą osiową o wartości 1000 N. Liczba Poissona modelu materiałowego powierzchni stawowej wynosiła 0,45. W zdrowym stawie kolanowym maksymalne naciski powierzchniowe otrzymali po stronie bocznej. Naciski wynosiły 3,09 MPa, a po stronie przyśrodkowej 2,0 MPa. W przypadku badania stawu kolanowego z OA wyróżnił dwa modele: z powierzchniami dopasowanymi (konforemnymi) i powierzchniami niedopasowanymi. W obu przypadkach utrata grubości powierzchni stawowej miała miejsce po stronie przyśrodkowej i wynosiła 1/2 grubości początkowej. Gdy powierzchnie były dopasowane, naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej wynosiły 5,76 MPa, a po stronie bocznej 2 MPa. Dla

modelu z powierzchniami niedopasowanymi 7,56 MPa po stronie przyśrodkowej i 1,5 MPa po stronie bocznej. Należy zauważyć, że maksymalne naciski powierzchniowe przeniosły się na stronę uszkodzoną [106]. Ponadto Łuczkiwicz użył modelu Open Knee w badaniach ekstruzji łąkotec w modelu obciążonym siłą 1000 N. Podobnie jak we wcześniejszych badaniach liczba Poissona modelu materiałowego powierzchni stawowych wynosiła 0,45. Wartości nacisków powierzchniowych w zdrowym stawie kolanowym wynosiła 3,0 MPa po stronie bocznej i 2,0 MPa po stronie przyśrodkowej [107].

K. Daszkiewicz i P. Łuczkiwicz prowadzili badania stawu kolanowego obciążonego siłą dynamiczną w trakcie chodu. Obciążenie mieściło się w zakresie od 1500 N do 1750 N. Liczba Poissona powierzchni stawowych wynosiła 0,45. Badania były prowadzone dla zdrowego stawu kolanowego oraz stawu z OA. Choroba zwyrodnieniowa była odwzorowana poprzez nierównomierne odchudzenie powierzchni stawowych po obu stronach stawu kolanowego. Dla obciążenia 1500 N naciski powierzchniowe po stronie bocznej wynosiły 3,4 MPa, a po stronie przyśrodkowej 4,7 MPa. Gdy obciążenie osiągnęło 1750 N naciski powierzchniowe po stronie bocznej wynosiły 5,5 MPa, a po stronie przyśrodkowej 8 MPa. W modelu stawu kolanowego z OA naciski powierzchniowe po stronie bocznej wynosiły 2,4 MPa, a po stronie przyśrodkowej 5,8 MPa dla obciążenia 1500 N. Gdy siła osiągnęła 1750 N naciski powierzchniowe wynosiły 4,7 MPa po stronie bocznej i 7,2 MPa po stronie przyśrodkowej [33].

S. Meireles i in. prowadzili badania wartości sił pojawiających się w stawie kolanowym w trakcie chodu i wchodzenia na stopień. Wykonali pomiary sił kontaktowych w stawie kolanowym na trzech grupach pacjentów – grupie kontrolnej ze zdrowymi stawami kolanowymi, grupie z OA we wczesnym stadium oraz grupie z rozwiniętą OA. Pomiar siły był możliwy poprzez jej zarejestrowanie przez czujnik siły umiejscowiony pod stopniem. Zmierzone obciążenie było wyrażone jako wielokrotność masy ciała i mieściło się w zakresie od 1 do 3 krotności masy ciała dla stawu zdrowego i od 1 do 4 krotności dla stawu z OA. Zarejestrowane dane zostały przetworzone i uwzględnione jako obciążenie wirtualnego modelu stawu kolanowego. Liczba Poissona materiału powierzchni stawowych wynosiła 0,45. W badaniu numerycznym badacze określili maksymalne wartości nacisków powierzchniowych na powierzchni stawowej przyśrodkowej. Dla grupy kontrolnej ze zdrowym stawem kolanowym maksymalna wartość nacisku wynosiła 15,02 MPa. W grupie z wczesną OA 19,72 MPa, a w grupie z zaawansowaną OA 25,78 MPa [110].

T. Fukubayashi i H. Kurosawa przebadali siedem stawów kolanowych obciążając je kolejno siłami 200 N, 500 N, 1000 N i 1500 N. Badania były prowadzone na rzeczywistych stawach kolanowych. W dwóch spośród badanych stawów występowała osteoartroza. Prowadzono również badania dla stawów z łąkótkami oraz stawów bez łąkotec. Badacze odnotowali wzrost powierzchni kontaktu wraz ze wzrostem obciążenia. Ponadto wykazali wzrost powierzchni kontaktu pomiędzy powierzchniami stawowymi w przypadku występowania choroby zwyrodnieniowej. Maksymalne naciski powierzchniowe w zdrowym stawie kolanowym obciążonym siłą 1000 N wynosiły 3,0 MPa [111].

S. Di Paolo prowadził badania numeryczne dla stawu zdrowego oraz stawu z OA. Uszkodzenie powierzchni stawowej wykonał poprzez wycięcie otworu owalnego po stronie przyśrodkowej. Model obciążony został dynamicznie siłą pochodzącą od masy ciała dawcy stawu kolanowego, która wynosiła 60,1 kg. Liczba Poissona modelu materiałowego powierzchni stawowych wynosiła 0,495. W zdrowym stawie kolanowym odnotował naciski powierzchniowe wynoszące maksymalnie 5,42 MPa po stronie przyśrodkowej i 4,84 MPa po stronie bocznej. W stawie kolanowym z OA naciski powierzchniowe wzrosły po stronie przyśrodkowej do wartości 7,89 MPa, a po stronie bocznej do wartości 5,76 MPa [112].

M. S. Venäläinen i in. prowadzili badania stawu kolanowego z uszkodzoną powierzchnią stawową po stronie przyśrodkowej. Uszkodzenie powierzchni odwzorowano geometrycznie jako usunięcie fragmentu tkanki chrzęstnej. OA obejmowała stronę przyśrodkową. Model utwierdzono odbierając wszystkie stopnie swobody dla kości piszczelowej i obciążono siłą dynamiczną pochodzącą od masy 71 kg. Naciski powierzchniowe po stronie bocznej wynosiły 7,0 MPa, a po stronie przyśrodkowej 7,5 MPa [116].

Z. Trad i in. wykonali badania wpływu wysokiej osteotomii piszczelowej wykonanej w przypadku wystąpienia stawu szpotawego. W swoich badaniach nie uwzględnili zmian w geometrii powierzchni stawowych powstających na drodze OA, lecz odnieśli się do nich w uzyskanych wynikach. Badany model obejmował kości kończyny dolnej oraz powierzchnie stawowe i łątki. Obciążony został siłą 740 N. Autorzy podali wartości naprężeń ścinających na powierzchniach stawowych. W zdrowym stawie kolanowym po stronie przyśrodkowej naprężenia wynosiły 6,1 MPa na powierzchni stawowej kości udowej i 5,9 MPa na powierzchni stawowej kości piszczelowej. Po stronie bocznej naprężenia ścinające wynosiły 5,34 MPa na powierzchni stawowej kości udowej i 5,46 na powierzchni stawowej kości piszczelowej. Autorzy odwzorowali staw szpotawy poprzez zmianę geometrii kości piszczelowej. W stawie szpotawym naprężenia na powierzchni stawowej kości udowej wynosiły 8,67 MPa po stronie przyśrodkowej, a po stronie bocznej 4,27 MPa. Na powierzchni stawowej kości piszczelowej po stronie przyśrodkowej wynosiły 12,21 MPa, a po stronie bocznej 4,8 MPa. Zespół badawczy zmienił geometrię kości piszczelowej poprzez wycięcie klina kostnego i domknięcie go. W stawie po HTO naprężenia po stronie przyśrodkowej wynosiły 5,76 MPa na powierzchni stawowej kości udowej i 5,67 MPa po stronie bocznej. Na powierzchni stawowej kości piszczelowej 6,01 MPa po stronie przyśrodkowej i 5,6 MPa po stronie bocznej. [113].

K.-T. Kang i in. prowadzili badania numeryczne mające na celu określenie wpływu wykorzystania odmiennych typów płyty stabilizującej na biomechanikę stawu. Staw obciążono siłą osiową o wartości 1150 N. W zdrowym stawie kolanowym naciski powierzchniowe wynosiły 4,2 MPa po stronie przyśrodkowej i 3,9 MPa po stronie bocznej. Nie zaprezentowano wyników dla stawu z chorobą zwyrodnieniową. Modele z płytami stabilizującymi po zabiegu HTO nie uwzględniały zmian w geometrii powierzchni stawowej wynikającej z choroby zwyrodnieniowej. Badacze odwzorowali osteotomię jako wycięcie klina w kości piszczelowej wraz z zamocowaniem płyty stabilizującej. Otrzymane wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych mieściły się w zakresie od 3,9 MPa do 4,1 MPa dla strony przyśrodkowej i od 4,1 MPa



do 4,4 MPa dla strony bocznej, w zależności od rodzaju wykorzystanej płyty stabilizującej (TomoFix, Maxi, Puddu). Przedstawiono wnioski mówiące, że odmienne płyty stabilizujące mają niewielki wpływ na dystrybucję nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych [114].

J. Yang i in. prowadzili badania wpływu odmiennego zamocowania płyty stabilizującej TomoFix na odkształcenie kości piszczelowej po zabiegu HTO. Badaniu podlegał model kości piszczelowej z wyciętym klinem kostnym i zamocowaną płytą stabilizującą. W drugim badaniu dodano śrubę przechodzącą przez kości piszczelową w płaszczyźnie strzałkowej. Trzeci model uwzględniał płytę TomoFix i wypełnienie szczeliny osteotomii materiałem PEEK. Model utwierdzono na końcu dalszym kości piszczelowej i obciążono siłą osiową wynoszącą 600 N. Otrzymane wyniki dla modelu z dodatkową śrubą wykazały zmniejszenie ugięcia kości piszczelowej w obszarze tylnym o 0,08 mm, a wyniki dla modelu z wypełnieniem PEEK pokazały zmniejszenie ugięcia o 0,53 mm [119].

I. I. Cofaru i in. weryfikowali wpływ przesunięcia osi mechanicznej kończyny dolnej na odkształcenie kości piszczelowej i deformację oraz naprężenia płyty stabilizującej. Badano pięć przypadków. W każdym przypadku całkowite obciążenie stawu wynosiło 1400 N. Pierwszy model obejmował rozkład obciążenia po stronie bocznej i przyśrodkowej odpowiadający przebiegowi osi mechanicznej przez środek szerokości plateau piszczeli. Kolejny odpowiadał przebiegowi osi mechanicznej przez 55% szerokości plateau. Trzeci model pozwalał na weryfikację przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej przez punkt Fujisawa'y - 62,5% szerokości. Następnie zweryfikowano przypadek 70% i 75%. Badacze przedstawili wyniki na wszystkich pięciu przypadkach i sformułowali wnioski, mówiące, że punkt Fujisawa'y jest optymalnym miejscem przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej ponieważ gwarantuje zbliżony rozkład naprężeń zredukowanych w kości (113,7 MPa) i płycie stabilizującej (152,85 MPa) przy jednoczesnym zachowaniu nieznaczącej wartości deformacji modelu o wartości 0,452 mm [120].

Jedną z hipotez niniejszej rozprawy dotyczy wpływu HTO na ekstruzję łąkotek. Należy zaznaczyć, że w praktyce klinicznej ekstruzją łąkotek nazywane jest wyciskanie boczne łąkotki poza plateau piszczeli o wartości większej niż 3,0 mm. Zagadnienie szerzej opisano w rozdziale 2.5. Podsumowanie.

N. Muzaffar i in. prowadzili badania mające na celu określenie wartości ekstruzji łąkotek o znaczeniu klinicznym. Przebadali 202 pacjentów (157 mężczyzn i 45 kobiet) z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego, co pozwoliło wyznaczyć wartość ekstruzji łąkotek. U 102 pacjentów zaobserwowano ekstruzję większą niż 3,0 mm z czego:

- u 44 pacjentów odnotowano ekstruzję w zakresie od 3,0 mm do 4,0 mm;
- stawy kolanowe 26 pacjentów cechowały się ekstruzją w zakresie 4,0-5,0 mm;
- u 17 pacjentów ekstruzja wynosiła od 5,0 do 6,0 mm;
- u dziesięciu pacjentów odnotowano ekstruzję w zakresie od 6,0 mm do 7,0 mm;
- ekstruzja większa niż 7,0 mm była zaobserwowana u pięciu pacjentów.

U 100 pacjentów odnotowano ekstruzję mniejszą niż 3,0 mm. Większość przypadków ekstruzji łąkotek była spowodowana uszkodzeniem łąkotek. Co istotne badacze wskazali, że istnieje

korelacja pomiędzy ekstruzją łąkotek, a rozwijającą się osteoartrozą. Ponadto w oparciu o wykonane badania wywnioskowali, że ekstruzja o wartości 2,0 mm jest ekstruzją znaczącą [121].

S. Gajjar i in. w swoim opracowaniu przeglądowym odnieśli się do wartości fizjologicznej ekstruzji łąkotek, która nie powinna przekraczać 3,0 mm. Podobnie jak N. Muzaffar i in. wskazali na korelację ekstruzji do postępującej choroby zwyrodnieniowej. W artykule zawarta została informacja o średniej wartości ekstruzji łąkotek w zdrowym stawie kolanowym oraz stawie z OA. W stawie zdrowym ekstruzja łąkotki przyśrodkowej wynosi średnio 2,8 mm, a łąkotki przyśrodkowej 0,2 mm. Natomiast w stawie zajęтым przez chorobę zwyrodnieniową ekstruzja łąkotki przyśrodkowej wynosi 5,1 mm, a bocznej 0,8 mm [122].

P. Łuczkiwicz i in. w swoich badaniach mierzyli przemieszczenie łąkotek w kierunku zewnętrznym na modelu Open Knee w zdrowym stawie kolanowym i stawie kolanowym z osteoartrozą. Model obciążali siłą 1000 N. Przemieszczenie łąkotek dla stawu zdrowego wynosiło 0,755 mm dla łąkotki przyśrodkowej i 0,028 mm dla łąkotki bocznej. W stawie odwzorowano OA na dwa sposoby, co opisano wyżej. W przypadku stawu z OA z dopasowanymi powierzchniami przemieszczenie łąkotki przyśrodkowej wynosiło 0,744 mm, a bocznej -0,295 mm. Gdy zamodelowano powierzchnie niedopasowane przemieszczenie łąkotki przyśrodkowej wyniosło 1,453 mm, a bocznej 0,188 mm [106].

P. Łuczkiwicz i in. prowadzili również badania wpływu zmiany grubości łąkotki na ekstruzję. Wyciskanie boczne łąkotki bocznej w zdrowym stawie kolanowym wynosiło 1,0 mm, a łąkotki przyśrodkowej 1,1 mm. W przypadku odjęcia 2,0 mm grubości łąkotki bocznej dochodziło do zmniejszenia wyciskania łąkotki bocznej do wartości 0,6 mm. Gdy grubość łąkotki bocznej rosła o 2,0 mm wyciskanie boczne malało do 0,8 mm. Gdy zmniejszono grubość łąkotki przyśrodkowej o 2,0 mm, wyciskanie łąkotki bocznej malało do 0,9 mm. W przypadku zwiększenia przekroju łąkotki przyśrodkowej o 2,0 mm, wyciskanie łąkotki bocznej pozostawało bez zmian i wynosiło 1,0 mm, jak w zdrowym stawie kolanowym. Wyciskanie łąkotki przyśrodkowej malało do wartości 0,7 mm przy zmniejszeniu grubości łąkotki bocznej o 2,0 mm. Gdy grubość łąkotki bocznej rosła o 2,0 mm, wyciskanie łąkotki przyśrodkowej wynosiło 1,7 mm. Zmniejszenie grubości łąkotki przyśrodkowej o 2,0 mm prowadziło do zmniejszenia wyciskania do wartości 0,9 mm. Gdy grubość łąkotki przyśrodkowej rosła o 2,0 mm jej wyciskanie rosło do wartości 1,4 mm [107].

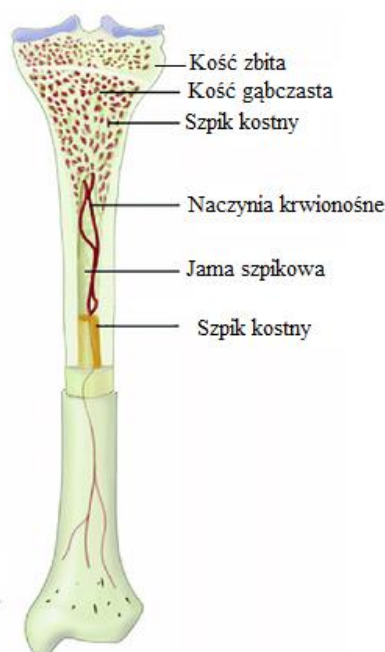
K. Daszkiewicz i P. Łuczkiwicz w badaniu stawu z OA obciążonego dynamicznie, oprócz nacisków powierzchniowych opisanych powyżej, weryfikowali między innymi przemieszczenie łąkotki przyśrodkowej w zdrowym stawie kolanowym oraz w stawie z osteoartrozą. W zdrowym stawie kolanowym łąkotka przyśrodkowa przemieściła się maksymalnie o 2,72 mm, a w stawie z OA o 3,03 mm [33].

Wykonany przegląd piśmiennictwa prowadzi do następujących wniosków:

- istnieje wiele modeli obciążenia stawu kolanowego, co przekłada się na brak możliwości jednoznacznego porównania wyników,
- uszkodzenie powierzchni stawowej prowadzi do istotnego wzrostu maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych na uszkodzonej powierzchni stawowej,
- osteoartroza prowadzi do zwiększenia ekstruzji łąkotek,
- płyta stabilizująca ma wpływ na deformację kości piszczelowej,
- stosowane kryterium przebiegu osi mechanicznej przez punkt Fujisawa'y jest postępowaniem prawidłowym,
- badania obejmujące wysoką osteotomię piszczelową opisane w literaturze są niekompletne i nie wyjaśniają zachodzących w stawie zjawisk w sposób wyczerpujący.

2.5. Podsumowanie

Operacja wysokiej osteotomii piszczelowej wykonywana jest w obrębie końca bliższego kości piszczelowej. We wspomnianym obszarze wyróżnia się dwie struktury kości o odmiennych właściwościach mechanicznych. Pierwszym rodzajem tkanki kostnej jest kość zbita, która w obszarze wycinania klina kostnego, ma około 2,5 mm grubości, a w innych rejonach mieści się w zakresie 0-5 mm [123]. Drugim rodzajem tkanki kostnej występującym w końcu bliższym kości piszczelowej jest kość gąbczasta. Wypełnia ona przestrzeń określoną przez kość zbitą. Obie struktury ukazano na rysunku 2.2. poniżej. Na wspomnianej rycinie pokazano również schematycznie jamę szpikową, która występuje w kościach długich, szpik kostny i naczynia krwionośne.



Rys. 2.2. Struktura tkanki kostnej [124]

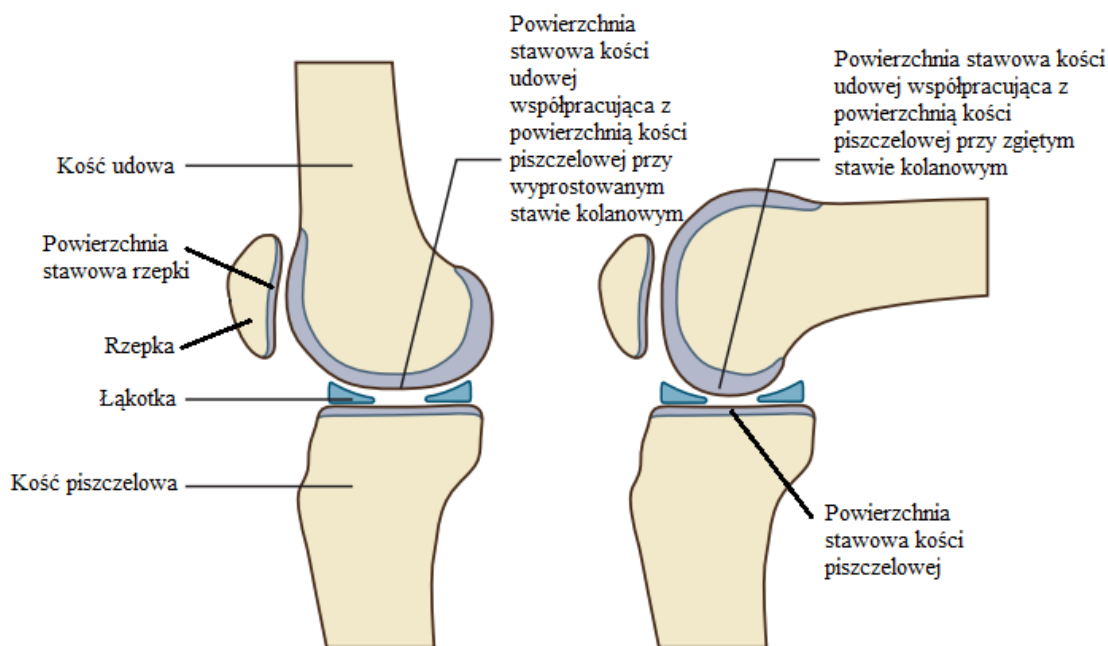
Płyty stabilizujące, w znakomitej większości wykonane są ze stopu tytanu. Właściwości mechaniczne kości zbitiej, kości gąbczastej i stopu tytanu pokazano w tabeli 2.2. Szczególne znaczenie dla poprawnego funkcjonowania kończyny i równomiernego przenoszenia obciążenia ma moduł sprężystości podłużnej. Uwagę zwraca znacząca różnica w wartościach modułu Younga wspomnianych materiałów. Moduł Younga kości zbitiej w końcu bliższym piszczeli wynosi od 5 do 20 GPa, podczas gdy ten sam parametr dla kości gąbczastej przyjmuje wartość od 0,05 do 0,5 GPa. Moduł Younga stopów tytanu wynosi od 74,8 do 113 GPa. Moduł sprężystości podłużnej kości gąbczastej jest o rząd wielkości niższy niż kości zbitiej i aż dwa rzędy wielkości niższy od modułu Younga stopu tytanu.

Tabela 2.2. Dane materiałowe kości zbitiej, gąbczastej i stopu tytanu [114, 125, 126, 127, 128]

Materiał	Moduł Younga E [GPa]	Granica wytrzymałości przy ściskaniu Rc [MPa]	Współczynnik Poissona ν [-]
Kość zbita	5-20	131–224	0,36
Kość gąbczasta	0,05-0,5	1,5-10	0,3
Stop tytanu	74,8-113	590-1074	0,33

Wskazane różnice w wartościach modułu sprężystości podłużnej pozwalają podejrzewać, że istnieje znaczące prawdopodobieństwo, że przyczyną problemów w uzyskaniu powtarzalności wyników operacji jest znacząca różnica w wartościach modułów Younga materiałów.

Powierzchnia stawowa zbudowana jest z chrząstki szklistej. W stawie kolanowym zlokalizowana jest na kłykciach kości udowej, powierzchni górnej kłykci piszczelowych oraz na powierzchni tylnej rzepki [129]. Powierzchnie stawowe stawu kolanowego wskazano na rysunku 2.3.



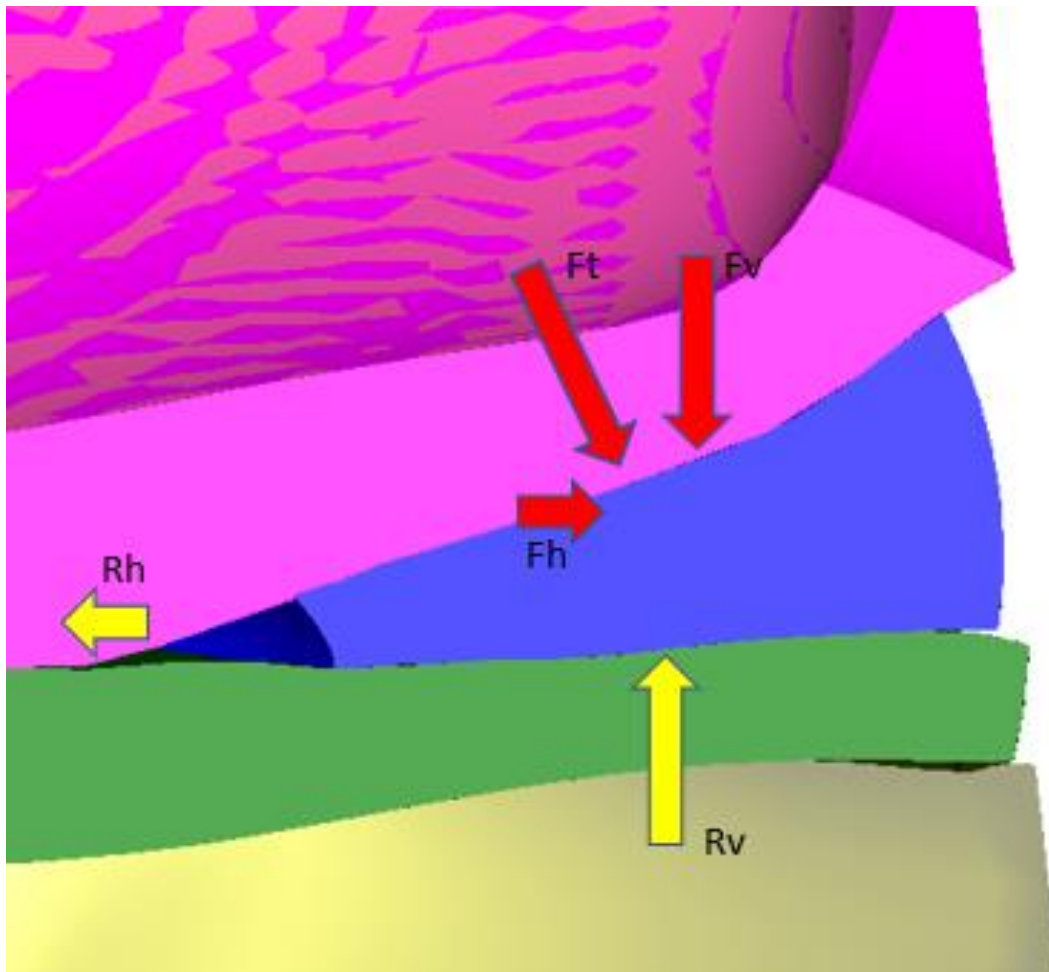
Rys. 2.3. Powierzchnie stawowe w stawie kolanowym [129]

Gdy staw kolanowy jest wyprostowany płaska część powierzchni stawowej kości udowej współpracuje z powierzchnią stawową kości piszczelowej. Gdy staw kolanowy jest zgięty, wówczas zakrzywiona część powierzchni stawowej kości udowej współpracuje z powierzchnią stawową kości piszczelowej [129]. Obecne w stawie kolanowym łąkotki, boczna i przyśrodkowa, wypełniają staw, zwiększają powierzchnie kontaktu pomiędzy powierzchniami stawowymi, zmniejszają wpływ niedopasowania powierzchni stawowych na funkcjonowanie stawu, odciążają powierzchnie stawowe, pochłaniają nadmierną energię i stabilizują staw [129, 130].

W zdrowym stawie kolanowym średnia grubość powierzchni stawowych kości piszczelowej i udowej mieści się w zakresie od 1,66 do 2,91 mm [131, 132]. Jak wskazano w rozdziale 2.4. Stan wiedzy, w piśmiennictwie znajdują się doniesienia o prawidłowych wartościach nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych w stawach kolanowych niedotkniętych OA. Autorzy różnych publikacji opisali wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych w stawach kolanowych zmienionych chorobowo. Istnieje również niewielka liczba publikacji, w których przedstawiono wpływ wybranych aspektów HTO na wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych. Warunki badań opisanych w publikacjach różnią się w zakresie wartości obciążeń, warunków brzegowych czy danych materiałowych.

Opierając się na danych zawartych w literaturze, należy zauważyć, że w zdrowym stawie kolanowym wartości nacisków powierzchniowych mieszczą się w zakresie od 1,5 MPa do 15,02 MPa dla strony przyśrodkowej oraz 2 MPa do 6 MPa dla strony bocznej. Dla stawu kolanowego z OA wartości uzyskane przez innych badaczy mieszczą się w zakresie 5,76 MPa do 25,78 MPa dla strony przyśrodkowej i 1,5 MPa do 5,76 MPa dla strony bocznej. Należy zaznaczyć, że wszyscy stosowali inne warunki i wartości obciążenia, dlatego jednoznaczne porównanie wyników nie jest możliwe. W publikacjach badających wpływ HTO na naciski powierzchniowe nie opisano zjawiska w sposób kompletny.

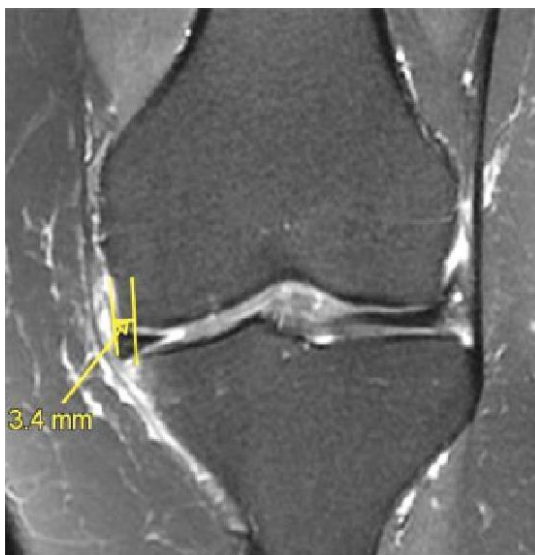
Jak wskazano wcześniej, w wyniku OA dochodzi do zmiany przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej, a w następstwie do zmiany rozkładu i wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego. Przywrócenie anatomicznego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej za pomocą HTO nie obejmuje odtworzenia powierzchni stawowej zajętej OA. Prawdopodobnie skutkuje to brakiem przywrócenia fizjologicznych wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych w stawie po HTO. Ponadto, jak wskazywał Papachristou G. brak przywrócenia anatomicznych nacisków powierzchniowych może być przyczyną niepowodzenia HTO [91].



Rys. 2.4. Rozkład sił działających na łąkotkę przyśrodkową (F_t – siła przenoszona przez kłykiec przyśrodkowy, F_v – składowa pionowa siły F_t , F_h – składowa pozioma siły F_t , R_h – pozioma siła reakcji, R_v – pionowa siła reakcji).

Przekrój łąkotek w płaszczyźnie AP ma kształt klina, co pokazano na rysunku 2.4. wraz z rozkładem sił. Siłę pochodzącą od ciężaru ciała (F_t), która jest przenoszona przez kłykiec udowej na łąkotkę, a następnie powierzchnie stawową piszczeli można rozłożyć na składową poziomą (F_h) i pionową (F_v). Składowym siły F_t przeciwdziałają dwie siły reakcji: siła R_v , która działa pionowo oraz siła R_h działająca poziomo. Wspomniana siła R_h powstaje w korzeniach łąkotki, które stabilizują ją promieniowo [122].

Ekstruzją łąkotki nazywane jest częściowe lub całkowite przemieszczenie łąkotki poza plateau piszczeli i chrząstkę stawową. Ekstruzję określa się jako znaczącą jeżeli przemieszczenie poza plateau piszczeli jest większe niż 3,0 mm. Część lekarzy terminem ekstruzja określa wyciskanie boczne łąkotki o wartości ponad 3,0 mm. Pomiar dokonywany jest w projekcji AP. Wartość mierzona jest od najdalej wysuniętego punktu łąkotki do środka krawędzi plateau piszczeli [121]. Przykład ekstruzji pokazano na rysunku 2.5., poniżej.



Rys. 2.5. Pomiar wartości ekstruzji łąkotki przyśrodkowej [133]

W piśmiennictwie wykazano, że ekstruzja łąkotek występuje przy OA, zmienia warunki funkcjonowania łąkotek i przyczynia się do degradacji powierzchni stawowych [122]. Inni badacze wskazują na istotne znaczenie ekstruzji mniejszej niż 3 mm. Istnieją doniesienia, że ekstruzja o wartości 2 mm ma znaczący wpływ na funkcjonowanie stawu kolanowego [121].

Jak wskazano powyżej w zdrowym stawie kolanowym ekstruzja łąkotek nie powinna przekraczać 2-3 mm [121, 122]. Uszkodzenie powierzchni stawowych, na drodze OA, powoduje asymetryczne zwężenie szczeliny stawowej co wpływa na rozkład sił i funkcjonowanie łąkotek, przyczyniając się do ekstruzji [106, 134]. Następstwem jest zmiana przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej, a jednym ze sposobów jej prawidłowego przebiegu jest wysoka osteotomia piszczelowa. Przywrócenie prawidłowego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej, bez przywrócenia początkowej grubości powierzchni stawowej zdaje się nie zapewniać prawidłowego funkcjonowania łąkotek.

Jak wykazano we wcześniejszych rozdziałach, staw kolanowy jest złożoną strukturą anatomiczną i najbardziej obciążonym stawem w ludzkim organizmie. Jedną z głównych jednostek chorobowych dotyczących stawów kolanowych jest osteoartroza, choroba zwyrodnieniowa powierzchni stawowych występująca na całym świecie, ze szczególnym nasileniem w społeczeństwach krajów azjatyckich. Co więcej, zespoły badawcze z całego świata prowadzą badania nad mechaniką stawu kolanowego i korelacją wysokiej osteotomii piszczelowej z funkcjonowaniem stawu od ponad 70 lat.

Przebieg osi mechanicznej kończyny dolnej jest ważnym wskaźnikiem radiologicznym prawidłowego funkcjonowania stawu kolanowego. Odchylenie osi mechanicznej od położenia fizjologicznego świadczy o wystąpieniu kolana szpotawego lub koślawego. Wysoka osteotomia piszczelowa jest powszechnie stosowaną metodą przywracania fizjologicznego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej. Istnieje kilka metod wyznaczania kąta korekcji, a każda z nich prowadzi do otrzymania różnych wartości koniecznego kąta korekcji. Ponadto, stosowanych powszechnie jest kilka rodzajów procedur chirurgicznych i płytek stabilizujących oferowanych przez czołowych producentów ortopedycznych wyrobów medycznych.

Pomimo stosowania wspomnianej metody leczenia od ponad 70 lat, nadal odsetek niepowodzenia operacji i wystąpienia powikłań jest relatywnie wysoki. Nawet u 43,6% pacjentów występują powikłania, a u 27,4% pacjentów dochodzi do utraty korekcji, co stanowi przesłankę do wykonania ponownej operacji. Koszt operacji mieści się w zakresie 11800 złotych polskich do, nawet 90000 złotych polskich, w zależności od kraju w jakim wykonywany jest zabieg. Ponadto, zadowolenie pacjentów po zabiegu jest niższe, niż pacjentów, leczonych alternatywnymi metodami operacyjnymi.

Korelacja pomiędzy wystąpieniem OA a biomechaniką stawu kolanowego jest dobrze zbadana, lecz poziom wiedzy o wpływie wysokiej osteotomii piszczelowej na funkcjonowanie stawu kolanowego, wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych i ekstruzję łąkotek nie jest zbadany stopniu pozwalającym na pełne poznanie i opisanie zachodzących zjawisk. Brak wskazanych opisów może być przyczyną niepowodzeń w przeprowadzanych operacjach wysokiej osteotomii piszczelowej.

3. ZAŁOŻENIA NAUKOWE

3.1. Hipotezy pracy

W oparciu o wykonany przegląd piśmiennictwa oraz opis praktyki klinicznej, stosowanych technik chirurgicznych i wykorzystywanych implantów sformułowano trzy hipotezy, których weryfikacja pozwoli osiągnąć cel naukowy pracy.

Wskazane hipotezy uważam za aspekty istotne dla uzyskania pewnych, trwałych i korzystnych wyników dobrze przeprowadzonej operacji wysokiej osteotomii piszczelowej.

3.1.1. Hipoteza I

Dane dotyczące różnic we właściwościach materiałowych tkanki kostnej i materiału stosowanego na implanty pozwalają postawić pierwszą hipotezę, o następującej treści: Różnica wartości modułów sprężystości podłużnej tkanki kostnej i implantu ma istotny wpływ na przebieg osi mechanicznej kończyny dolnej po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej.

3.1.2. Hipoteza II

Fragmentaryczne doniesienia literaturowe traktujące o wartościach i rozkładzie nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego pozwalają domniemywać że: Osteotomia piszczelowa, przy klasycznie wyznaczanym kącie korekcji, nie przywraca zbliżonego do fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego.

3.1.3. Hipoteza III

Analiza literatury pozwala postawić trzecią hipotezę: Mimo, że zabieg korekcji osi mechanicznej kończyny dolnej zmienia położenie łąkotek w stawie kolanowym, to nie doprowadza on do przemieszczenia ich w miejsce anatomiczne.

3.2. Cele naukowe pracy

Celem naukowym niniejszej rozprawy jest zbadanie wpływu wykonania zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego. Mając na uwadze dokładne zweryfikowanie zagadnienia wyróżniono trzy cele szczegółowe odpowiadające trzem hipotezom:

- określenie wpływu odmiennych wartości modułów Younga kości i materiału płyty fiksującej na wartość uzyskanej korekcji;
- określenie wpływu wysokiej osteotomii piszczelowej na wartości i rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych;
- określenie wpływu wysokiej osteotomii piszczelowej na ekstruzję łąkotek.

3.3. Cel użyteczny pracy

Opierając się na otrzymanych, w toku badań, wynikach o rozkładach i wartościach nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych oraz danych literaturowych [91] stwierdzono, że odmienna metoda wyliczania wartości kąta korekcji z uwzględnieniem wartości nacisków powierzchniowych jako wyników operacji, może mieć korzystny wpływ na funkcjonowanie stawu kolanowego. Celem użytecznym niniejszej rozprawy jest zaproponowanie nowej metody wyliczania kąta korekcji, której zastosowanie doprowadzi do przywrócenia zbliżonych do fizjologicznych wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych.

Spełnienie tego celu wydaje się istotne, ze względu na szansę poprawy funkcjonowania stawu kolanowego po operacji, a przez to zmniejszenie prawdopodobieństwa wystąpienia powikłań i konieczności wykonania ponownych zabiegów.

3.4. Zakres pracy

3.4.1. Badania literaturowe

Prace badawcze rozpoczęto od wykonania obszernych badań literatury przedmiotu. Wyniki przeglądu przedstawiono w rozdziale 2.4.1. Badania literaturowe.

3.4.2. Walidacja modelu stawu kolanowego

W badaniach numerycznych wykorzystany zostanie model wirtualny stawu kolanowego Open Knee [135]. Wybrany został ze względu na dostępność kompletnych danych medycznych oraz informacji o dawcy. Ponadto model został wykorzystany w kilku publikacjach, co stanowi o jego wysokiej wartości i gwarancji dobrego odwzorowania struktur anatomicznych.

Walidacja modelu odbędzie się w oparciu o pierwsze badania numeryczne metodą elementów skończonych (MES). Wyniki uzyskane dla zdrowego stawu kolanowego zostaną porównane z danymi dostępnymi w literaturze. Model zostanie uznany za zwalidowany jeżeli uzyskane wyniki dotyczące wartości nacisków powierzchniowych nie będą odbiegać od wyników dostępnych w literaturze.

W modelu brakuje danych o położeniu stawu skokowego i biodrowego. Długość kości udowej i kości piszczelowej oraz położenie wspomnianych stawów kończyny dolnej zostaną określone w oparciu o wzrost dawcy modelu oraz dane statystyczne dostępne w publikacji autorstwa R. Blanc i in. [136]. Określenie wskazanych danych pozwoli zamodelować funkcjonowanie całej kończyny dolnej.

3.4.3. Walidacja modeli materiałowych struktur anatomicznych

Modele materiałowe tkanki kostnej, powierzchni stawowych, więzadeł, łąkotek oraz zaczepów rogów łąkotek zostaną zwalidowane w oparciu o badania literaturowe. Pozyskane dane zostaną uwzględnione w modelu stawu kolanowego. Następnie przeprowadzone zostanie

badanie MES dla zdrowego stawu kolanowego. Modele materiałowe zostaną uznane za zwalidowane jeżeli uzyskane wyniki nie będą odbiegać od wyników dostępnych w literaturze.

3.4.4. Określenie wpływu sztywności implantu na utratę korekcji z wykorzystaniem metody elementów skończonych

W celu weryfikacji pierwszej hipotezy zostanie przeprowadzony eksperyment metodą elementów skończonych. Obliczenia zostaną wykonane w oprogramowaniu SolidWorks Simulation, a przeprowadzona analiza będzie analizą statyczną. Geometria kości zostanie pozyskana z modelu Open Knee, a geometria płyty z katalogu firmy Neosteo. Dane materiałowe pozyskane zostaną w oparciu o badania literaturowe. Obliczenia będą obejmować symulację obciążenia kości piszczelowej siłą pionową. Model kości piszczelowej będzie odwzorowywać tkankę zbitą i gąbczastą. W geometrii modelu zostanie uwzględnione wycięcie klina kostnego i osadzenie płyty stabilizującej. Model będzie utwierdzony u podstawy.

3.4.5. Określenie wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych oraz przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej w zdrowym stawie kolanowym z wykorzystaniem metody elementów skończonych

Pierwszy eksperyment na kompletnym modelu Open Knee obejmie odtworzenie lokalizacji stawu biodrowego i skokowego w celu zamodelowania funkcjonowania kończyny dolnej w wyproście. Tak przygotowany model zostanie utwierdzony w stawach biodrowym i skokowym. Obciążenie stanowić będzie siła osiowa przyłożona do stawu biodrowego i skierowana w dół, wzdłuż osi pionowej Z. Wartość siły wyniesie 1000 N.

Obliczenia będą prowadzone w oprogramowaniu FEBio, które jest dedykowanym oprogramowaniem do wykonywania kalkulacji numerycznych na strukturach anatomicznych. Prowadzona analiza będzie analizą statyczną.

Po wykonaniu obliczeń zostaną zweryfikowane wartości i dystrybucja nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych oraz wartości ekstruzji obu łąkotek. Otrzymane wartości będą stanowiły punkt odniesienia w kolejnych badaniach. W przypadku uzyskania wyników zbliżonych do podawanych w literaturze, model zostanie uznany za zwalidowany.

3.4.6. Odwzorowanie uszkodzenia powierzchni stawowych piszczeli i kości udowej po stronie przyśrodkowej w modelu stawu kolanowego

Prace badawcze mające na celu weryfikację funkcjonowania stawu kolanowego z rozwiniętą chorobą zwyrodnieniową powierzchni stawowych zostaną poprzedzone modyfikacją modelu. Zmiany wprowadzone w geometrii i kontaktach modelu będą odwzorowywać przebieg osteoatrozy.

3.4.7. Przeprowadzenie badań metodą elementów skończonych w stawie zmienionym chorobowo wraz z określeniem nacisków powierzchniowych i wykreśleniem osi mechanicznej kończyny dolnej

Zmodyfikowane modele stawu kolanowego, które będą uwzględniały zmiany w geometrii tkanki chrzęstnej, zostaną przebadane metodą elementów skończonych w sposób analogiczny do modelu zdrowego stawu kolanowego. Zmienione zostaną warunki kontaktów między powierzchniami, w celu odwzorowania zmiany grubości powierzchni stawowych po stronie przysródkowej. Pozostałe warunki utwierdzenia i obciążenia pozostaną tożsame do zastosowanych w modelu zdrowego stawu kolanowego.

W następnym kroku wykonany zostanie obraz obciążonego stawu kolanowego obejmujący punkty referencyjne - staw biodrowy i staw skokowy w projekcji AP, w obu przypadkach OA. Na tak przygotowanej grafice zostanie wykreślona oś mechaniczna kończyny dolnej. Jak wskazano w rozdziale 1.3.5. Porównanie metod, kąt korekcji zostanie wyliczony za pomocą metody Miniaciego, a następnie uwzględniony w kolejnych pracach. Wartości nacisków powierzchniowych w stawie zmienionym chorobowo zostaną porównane z doniesieniami z piśmiennictwa oraz wzajemnie.

3.4.8. Modyfikacja modelu stawu kolanowego do stanu po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej

Model stawu kolanowego obrazujący stan po zabiegu HTO, zostanie uzyskany poprzez określenie położenia stawu skokowego po zabiegu oraz przeniesienie środka ciężkości kości piszczelowej we wskazane miejsce. Wartość przemieszczenia środka ciężkości będzie skorelowana z wartością kąta korekcji. Idea zmiany położenia środka ciężkości kości piszczelowej została opisana w dalszej części rozprawy. Należy zaznaczyć, że zabieg wysokiej osteotomii zostanie odwzorowany wyłącznie dla przypadku ubytku 1/3 grubości tkanki chrzęstnej.

3.4.9. Weryfikacja rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych w stawie zmienionym chorobowo, po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej oraz określenie przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej

Badanie stawu z ubytkiem 1/3 grubości tkanki chrzęstnej i odwzorowanym zabiegiem zostanie przeprowadzone w sposób analogicznych do badań stawu zdrowego i stawu z OA. Jediną różnicą w stosunku do badania stawu z uszkodzoną powierzchnią stawową będzie zmieniona lokalizacja stawu skokowego. Pozostałe warunki utwierdzenia i obciążenia pozostaną tożsame do zastosowanych w modelu zdrowego stawu kolanowego.

Po zakończeniu analizy numerycznej wartości i rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych zostaną porównane z wartościami dla zdrowego stawu kolanowego. Zostanie również wykreślona oś mechaniczna kończyny dolnej po zabiegu

z wykorzystaniem metody Miniaciego. Określenie osi mechanicznej odbędzie się na obrazie w projekcji AP. Celem działania jest określenie powodzenia zamodelowanego zabiegu.

3.4.10. Określenie wpływu wysokiej osteotomii piszczelowej na położenie łąkotec

Weryfikacja trzeciej hipotezy postawionej w rozprawie wymaga określenia ekstruzji łąkotec w zdrowym stawie kolanowym, stawie zmienionym chorobowo oraz stawie po zabiegu HTO. Ekstruzja łąkotec zostanie określona w projekcji przednio-tylnej (łac. anterior-posterior – AP). Otrzymane wyniki zostaną przeanalizowane w celu określenia wpływu zabiegu HTO na ekstruzję łąkotec.

3.4.11. Walidacja wyników poprzez zbadanie rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu dużego ssaka w trzech stanach: staw zdrowy, staw zmieniony chorobowo i staw po korekcji osi mechanicznej

W celu zwalidowania wyników dla ludzkiego stawu kolanowego, otrzymanych w symulacjach komputerowych, zostanie przeprowadzony pomiar nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego pozyskanego z kończyny tylnej świni domowej (łac. *sus domestica*). Badanie będzie prowadzone na maszynie przeznaczony do badania tkanek. Walidacja wyników odbędzie się poprzez porównanie kierunku zmian pól nacisków i zmian miejsc położenia maksymalnych wartości w zależności od stanu stawu kolanowego. Badanie zostanie poprzedzone porównaniem obu stawów, w oparciu o badania literaturowe.

3.4.12. Opracowanie nowej metody określania kąta korekcji, która pozwoli uzyskać anatomiczne naciski powierzchniowe po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej



Rys. 3.1. Po lewej – normalna szpara stawowa, po prawej – utrata szpary stawowej po stronie przyśrodkowej (ang. femur – kość udowa, ang. tibia- kość piszczelowa) [137]

Cel użyteczny niniejszej pracy obejmuje opracowanie nowej metody wyznaczania kąta korekcji z uwzględnieniem efektu operacji w postaci wartości nacisków powierzchniowych. W ramach prac nad jego spełnieniem wyznaczony zostanie kąt korekcji uzależniony od stopnia degradacji powierzchni stawowej. Weryfikacja nowej metody obejmie symulacje MES dla stawu z ubytkiem 1/3 grubości tkanki stawowej. Nierównomierna grubość tkanki chrzęstnej przekłada się na deformację szpary stawowej – przestrzeni pomiędzy powierzchniami stawowymi oraz kąt

zbieżności stawu, który powinien mieścić się w zakresie od 0° do 3° [41]. Anatomiczna wartość szpary stawowej mieści się w zakresie od 3,56 mm do 7,96 mm [138, 139]. Utratę szpary stawowej pokazano na rys. 3.1.

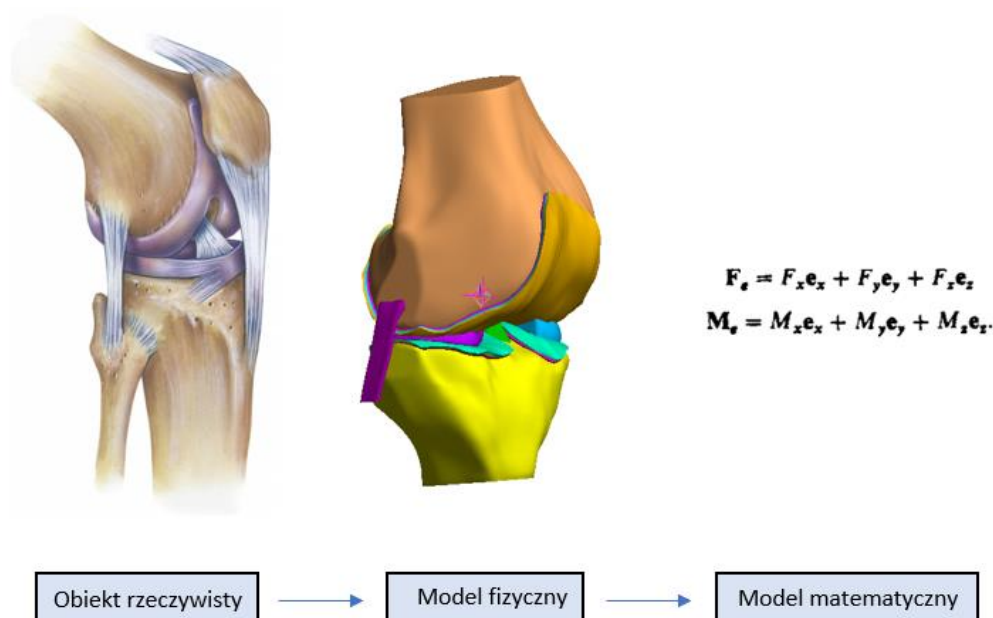
3.4.13. Opracowanie wyników i wniosków

Wyniki uzyskane w trakcie badań numerycznych zostaną przedstawione w postaci wykresów ukazujących zmianę wartości nacisków powierzchniowych w funkcji obciążenia. Dodatkowo zostaną przedstawione pola rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych oraz reprezentacja graficzna przemieszczenia łąkotek. Dla pomiarów przeprowadzonych dla świńskiego stawu kolanowego wyniki zostaną przedstawione w postaci pól rozkładu nacisków powierzchniowych. Otrzymane wyniki zostaną porównane z danymi dostępnymi w literaturze. Przeprowadzone wnioskowanie zostanie opisane i wskazane zostaną dalsze możliwe kierunki rozwoju.

4. BIOMECHANICZNE MODELE STAWU KOLANOWEGO

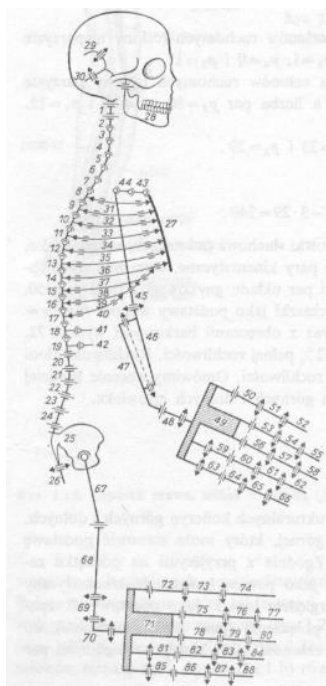
4.1. Cel modelowania

Celem modelowania jest odzwierciedlenie zjawisk i obiektów rzeczywistych w postaci obiektów wirtualnych (modeli fizycznych) lub równań matematycznych (model matematyczny) opisujących obiekt fizyczny. Utworzenie modeli pozwala opisać otaczający nas świat. Model fizyczny jest wierną repliką obiektu lub zjawiska i często stanowi reprezentację w zmniejszonej skali. Z kolei model matematyczny jest reprezentacją właściwości modelu w postaci równań matematycznych [140]. Schematyczne zobrazowanie tworzenia modeli przedstawiono na rysunku 4.1.



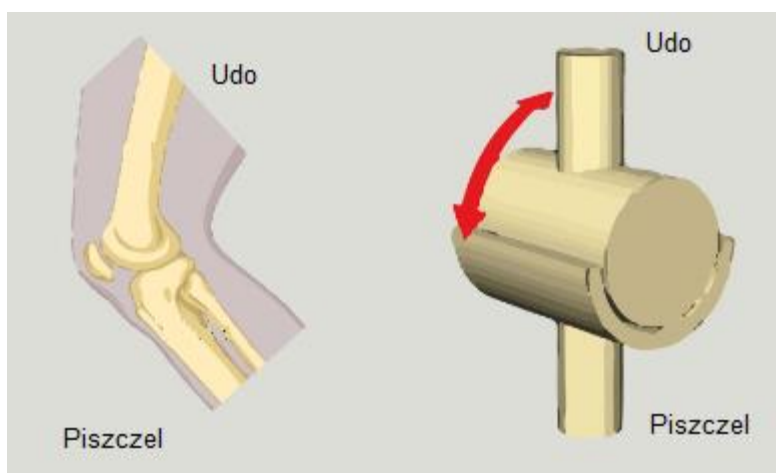
Rys. 4.1. Idea tworzenia modeli. Z lewej – rycina stawu kolanowego, po środku – model wirtualny, z prawej – fragment modelu matematycznego opisujący siły i momenty sił działające na staw kolanowy [141, 142]

Modelowanie struktur anatomicznych jest zagadnieniem złożonym, a określenie związków przyczynowo-skutkowych zachodzących w układzie mięśniowo szkieletowym jest problematyczne, ze względu na brak możliwości przeprowadzenia bezpośredniego i nieinwazyjnego pomiaru sił wytworzonych przez struktury anatomiczne [143]. Celem modelowania biomechanicznego jest opisanie statyki, kinematyki i dynamiki ciała człowieka. Z punktu widzenia mechaniki ludzkie ciało jest układem sprężysto-tłumiącym, składającym się ze 144 członów ruchomych o wielu stopniach swobody [144]. Wszystkie człony pokazano na rys. 4.2. Układ mięśniowo-szkieletowy można podzielić na część bierną – kości oraz część czynną – mięśnie.



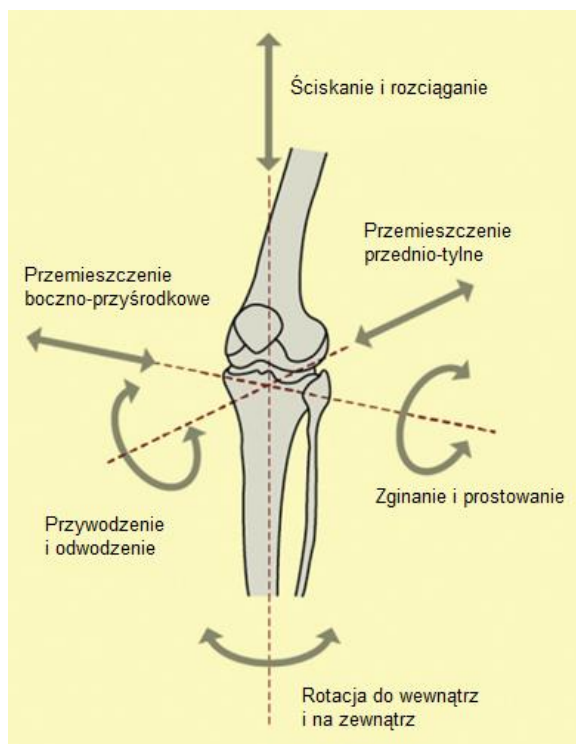
Rys. 4.2. Model biomechaniczny segmentów układu szkieletowego [145]

Modele biomechaniczne można podzielić na kilka kategorii, ze względu na cel modelowania (statyczne, kinematyczne, dynamiczne), wielkość obiektów (punkt, linia, płaszczyzna, bryła), liczbę wymiarów przestrzeni (jedno, dwu lub trzysiowy) [146, 147, 148].

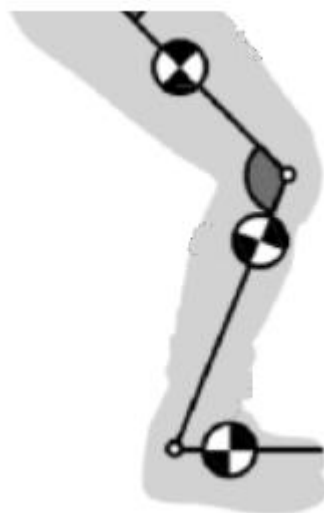


Rys. 4.3. Staw kolanowy jako staw zawiasowy [149]

Stawy w modelowaniu całego układu mięśniowo szkieletowego stanowią pary kinematyczne utworzone przez sąsiadujące kości [144]. Staw kolanowy, ukazany na rysunku 4.3., jest uznawany za jednoosiowy staw zawiasowy [150, 151] pomimo, możliwości wykonywania niewielkich rotacji względem dwóch pozostałych osi [152]. Oprócz wspomnianych rotacji mogą występować również translacje w zakresie 1 do 10 mm [152]. Wszystkie możliwe ruchy pokazano na rys. 4.4. Pomimo możliwych translacji, głównymi ruchami w stawie kolanowym są rotacje względem osi, które opisano w rozdziale 1.1.2. Motoryka stawu kolanowego.



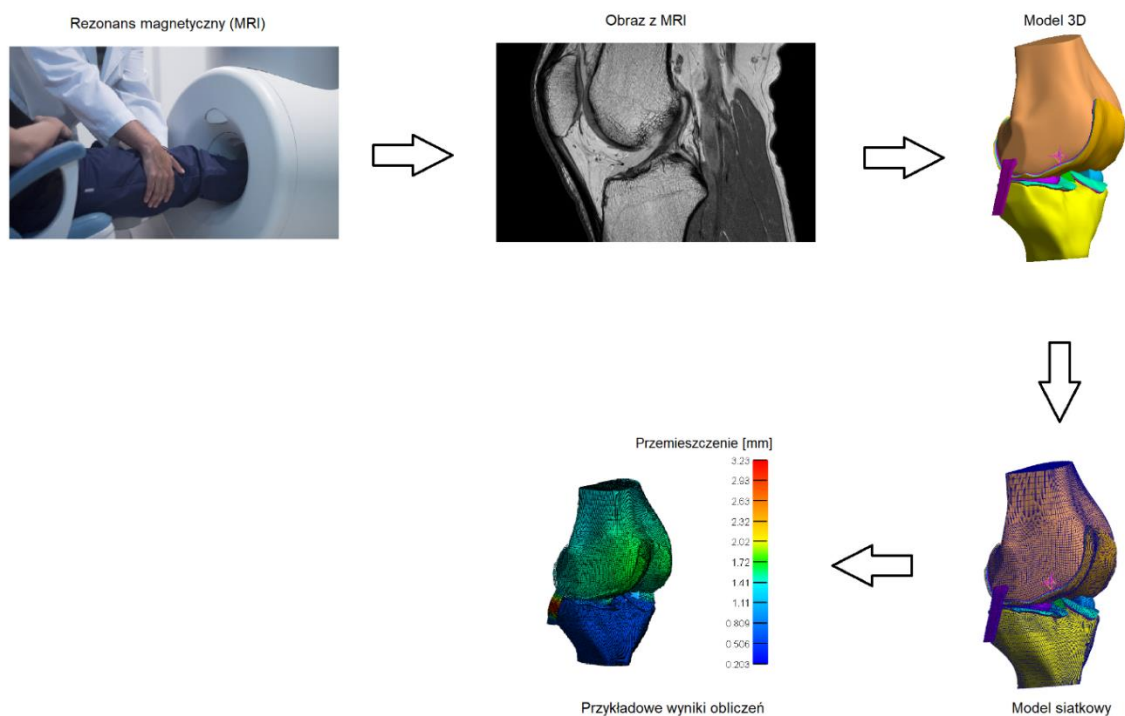
Rys. 4.4. Biomechaniczne ruchy w stawie kolanowym [152]



Rys. 4.5. Fragment modelu dynamicznego kończyny dolnej ukazanej w płaszczyźnie strzałkowej [147]

Ze względu na duże dysproporcje pomiędzy ruchem zginania i prostowania, a pozostałymi ruchami, staw kolanowy jest często modelowany jako zagadnienie płaskie w płaszczyźnie strzałkowej [147, 153]. Przykład modelowania w płaszczyźnie pokazano na rys. 4.5.

Najbardziej zaawansowanymi modelami stawów są modele 3D odwzorowujące struktury anatomiczne. Wspomniane modele mogą służyć do analiz statycznych, kinematycznych lub dynamicznych. Szczególnym przykładem modelowania jest metoda elementów skończonych. Metoda pozwala określić naprężenia w materiale – kościach lub tkankach miękkich, zbadać zagadnienia kontaktu zachodzące pomiędzy strukturami lub zoptymalizować projekt endoprotez.



Rys. 4.6. Sekwencja otrzymania wyników analizy numerycznej począwszy od obrazowania [154, 155]

Modele struktur anatomicznych wykorzystywane w metodzie elementów skończonych powstają w oparciu o obrazy z rezonansu magnetycznego. Uzyskane zdjęcia warstw przetwarzane są na model 3D w specjalistycznym oprogramowaniu. Poszczególne tkanki określone są na kolejnych warstwach obrazów. Z tak przygotowanych przekrojów tworzone są bryły 3D struktur anatomicznych. Następnie model jest przenoszony do oprogramowania służącego do przygotowania symulacji komputerowej. Kolejnym tępkom nadawane są właściwości mechaniczne charakterystyczne dla poszczególnych struktur. Dodawane są obciążenia, utwierdzenia i warunki kontaktów pomiędzy strukturami składającymi się na analizowany obiekt. Model przekształcanie jest w model siatkowy, składający się z dużej liczby elementów skończonych – niewielkie objętości, obszary lub elementy jednowymiarowe dla których opis matematyczny zagadnień fizycznych jest znany, a wyniki obliczeń mają wysoką pewność. Proces tworzenia modelu w oparciu o obraz z rezonansu magnetycznego pokazano na rys. 4.6.

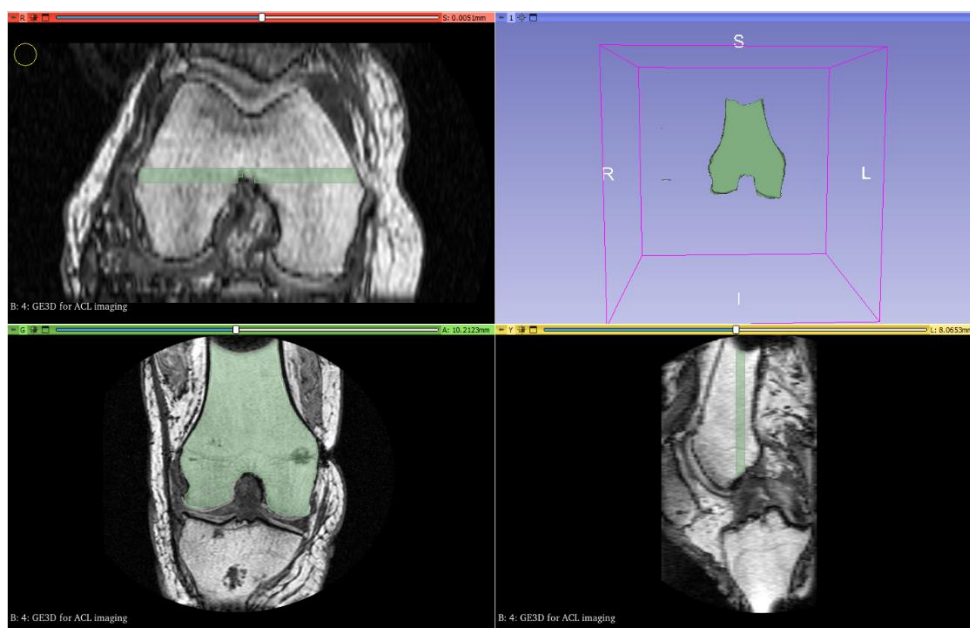
4.2. Geometria modelu

Model stawu kolanowego wykorzystany w badaniach opisanych w niniejszej rozprawie jest modelem udostępnionym badaczom w ramach projektu Open Knee [135]. Wybrany model jest modelem powszechnie wykorzystywanym w badaniach numerycznych stawu kolanowego [102, 103, 106, 107, 156, 157, 158, 159, 160, 161, 162]. Omawiany model przedstawia struktury anatomiczne prawego kolana pobranego z ciała zmarłej kobiety [135]. Dokładne dane o dawcy stawu pokazano w tabeli 4.1., poniżej [135].

Tabela 4.1. Dane o dawcy stawu kolanowego

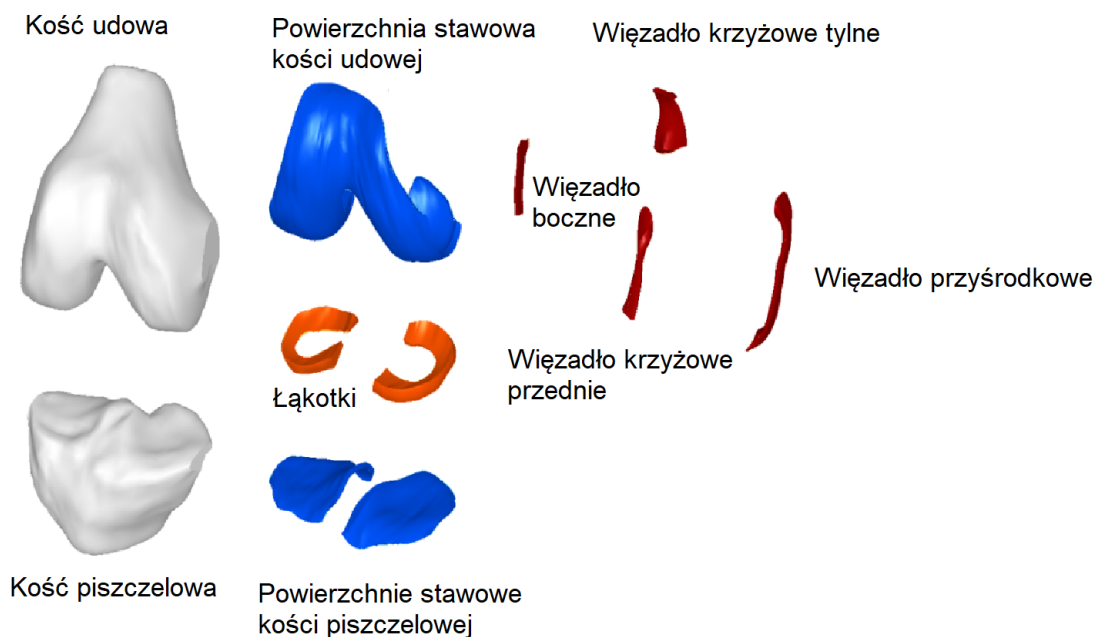
Kończyna	Prawa
Wiek	70 lat
Waga	77,1 kg
Wzrost	1,68 m
Płeć	Kobieta
Przyczyna zgonu	Zapalenie płuc/rak

Autorzy modelu przeprowadzili rezonans magnetyczny w Laboratorium Biomechaniki Kliniki w Cleveland [135]. Geometria została uzyskana za pomocą aparatury do rezonansu magnetycznego o indukcji wynoszącej 1 T (model: Orthone, producent: ONI Medical Systems Inc.).



Rys. 4.7. Segmentacja obrazu MRI stawu kolanowego

Obraz z rezonansu magnetycznego został przetworzony na model 3D w procesie ręcznej segmentacji [135]. Manualna segmentacja polegała na zaznaczeniu struktur anatomicznych na trzech płaszczyznach. Obrysowana struktura generowana jest w widoku 3D. Przykład segmentacji kości udowej pokazano na rysunku 4.7. Tak przygotowany model wymaga obróbki w programach typu CAD (ang. Computer Aided Design – projektowanie wspomagane komputerowo).

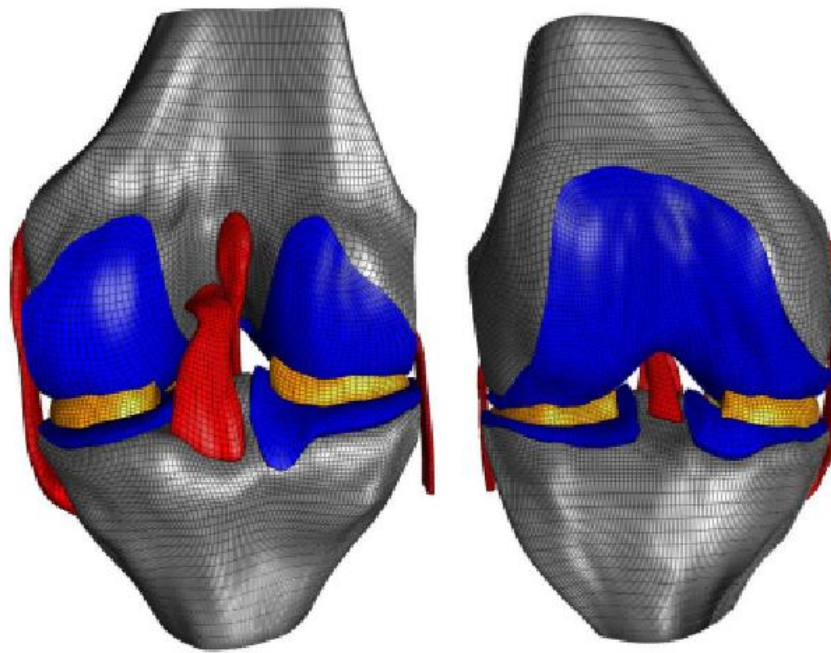


Rys. 4.8. Części składowe modelu stawu kolanowego [135]

Elementy składające się na model pokazano na rys. 4.8. W skład badanej geometrii wchodzi:

- koniec dystalny kości udowej;
- koniec proksymalny kości piszczelowej;
- powierzchnia stawowa kości udowej;
- łąkotka boczna i przyśrodkowa;
- zaczepy rogów łąkotek;
- powierzchnie stawowe kości piszczelowej;
- więzadło krzyżowe przednie;
- więzadło krzyżowe tylne;
- więzadło boczne;
- więzadło przyśrodkowe.

Model nie obejmuje łąkotki, która bierze udział w motoryce stawu kolanowego. W modelu nie uwzględniono kości strzałkowej, do której przyłączone jest więzadło boczne. Zamocowanie więzadła zostało odwzorowane za pomocą dodanych warunków kontaktu typu rigid. Szczegóły nadanych kontaktów omówiono w rozdziale 4.4. Warunki początkowe i brzegowe. Ponadto warto zaznaczyć, że geometria więzadła bocznego została uzyskana z pewnym przybliżeniem w stosunku do prawdziwego więzadła, z powodu niewyraźnego obrazu w płaszczyźnie strzałkowej [135].

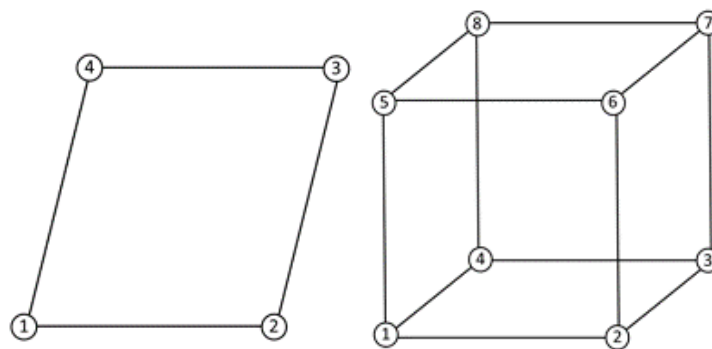


Widok od tyłu

Widok od przodu

Rys. 4.9. Model siatkowy stawu kolanowego [135]

Autorzy projektu Open Knee, udostępniają model siatkowy, który został wykorzystany w niniejszych badaniach. Usieciowanie modelu zostało wykonane za pomocą oprogramowania TrueGrid [135]. Model składa się z 25220 elementów powierzchniowych, 56433 elementów bryłowych i 352 elementów belkowych.

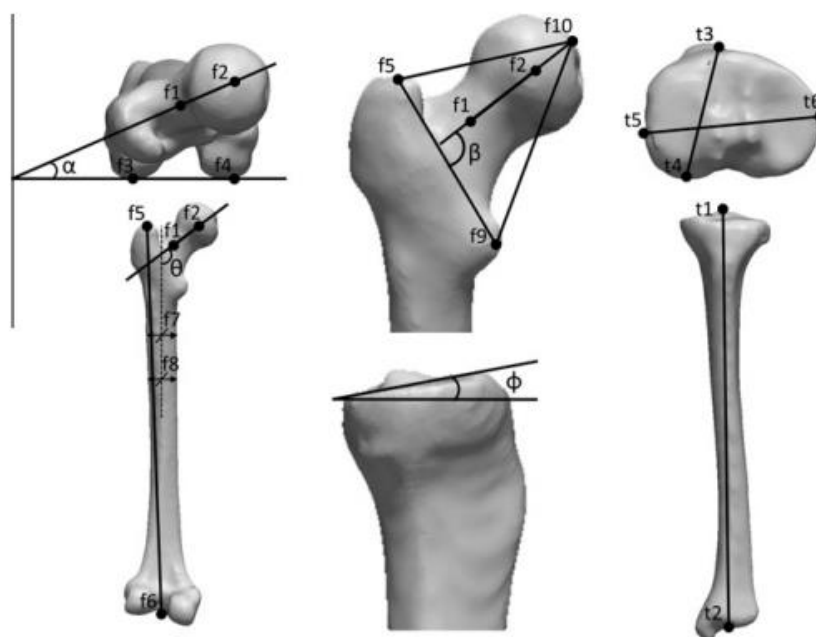


Rys. 4.10. Element typu quad4 po lewej i hex8 po prawej [163]

Parametry modelu siatkowego zdrowego stawu kolanowego składającego się z elementów skończonych pokazano w tabeli 4.2. [163]. Na rysunku 4.10. pokazano geometrię użytych elementów skończonych.

Tabela 4.2. Parametry modelu siatkowego

Struktura	Rodzaj elementów skończonych	Liczba elementów skończonych
Koniec dystalny kości udowej	Quad4 - powłokowy o 4 punktach całkowania	13860
Koniec proksymalny kości piszczelowej	Quad4 - powłokowy o 4 punktach całkowania	11360
Powierzchnia stawowa kości udowej	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	17226
Łąkotka boczna	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	4620
Łąkotka przyśrodkowa	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	4620
Zaczepty rogów łąkotki bocznej	Spring – element sprężynowy (belkowy)	176
Zaczepty rogów łąkotki przyśrodkowej	Spring – element sprężynowy (belkowy)	176
Powierzchnia stawowa boczna kości piszczelowej	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	4716
Powierzchnia stawowa przyśrodkowa kości piszczelowej	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	4131
Więzadło krzyżowe przednie	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	4096
Więzadło krzyżowe tylne	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	5248
Więzadło boczne	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	6656
Więzadło przyśrodkowe	Hex8 – sześcienny o 8 punktach całkowania	5120



Rys. 4.11. Wymiary charakterystyczne kości udowej i piszczelowej. U góry po lewej – kość udowa (widok od góry). U góry po środku – szyjka i głowa kości udowej (widok od przodu). U góry po prawej – plateau kości piszczelowej (widok od góry). Na dole po lewej – kość udowa (widok od przodu). Na dole po środku – kość piszczelowa (widok od boku). Na dole po prawej – kość piszczelowa (widok od przodu) [136]

Wykorzystany model stawu kolanowego nie obejmuje stawu biodrowego i skokowego. Ich lokalizacja jest potrzebna by odwzorować funkcjonowanie kończyny dolnej. W celu określenia położenia wspomnianych stawów dla modelu Open Knee, przeprowadzono badanie literaturowe. Uzyskane dane statystyczne o wymiarach kości piszczelowej i udowej pozwoliły wyliczyć położenie środka głowy kości udowej oraz środka stawu skokowego. Wymiary kości pokazano na rys. 4.11., powyżej. Blanc i in. zmierzili 142 kości udowe i 154 kości piszczelowe. 46% przebadanych kości należało do mężczyzn, a 54% do kobiet. Podsumowanie przedstawione przez Blanc i in. nie odnosi się do płci. Autorzy publikacji określili średni wiek badanej populacji na 62,57 lat. Jest to 7,43 roku mniej w stosunku do wieku dawcy. Średni wzrost badanej populacji wyniósł 165,85 cm dla kości udowej i 166,16 cm dla kości piszczelowej. Jest to odpowiednio 2,15 cm i 1,84 cm mniej w stosunku do wzrostu dawcy. Średnia waga badanej populacji wyniosła 71,29 kg dla kości udowej i 71,82 kg dla kości piszczelowej. Jest to odpowiednio 5,81 kg i 5,28 kg mniej w stosunku do wagi dawcy. W oparciu o średnie wymiary charakterystyczne kości z publikacji oraz wzrost dawcy wyliczono położenie środka głowy kości udowej i środka stawu skokowego. Wymiary określano z proporcji, opisanej równaniem 4.1.

$$D_d = \frac{W_d \cdot D_m}{W_m} \quad (4.1)$$

gdzie:

D_d – wymiar charakterystyczny kości dawcy;

W_d – wzrost dawcy;

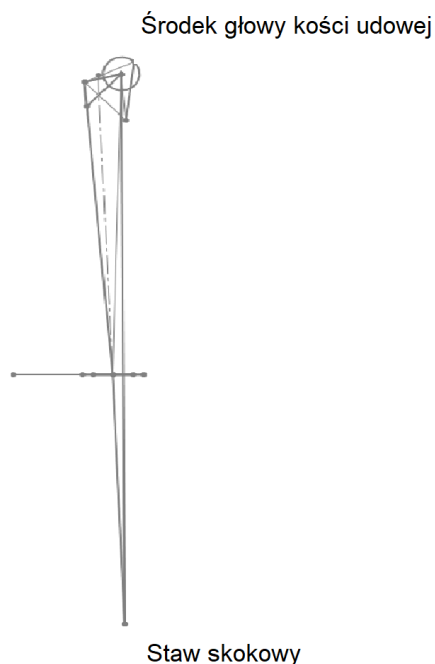
D_m – średni wymiar charakterystyczny z publikacji;

W_m – średni wzrost populacji z publikacji.

Przykładowe obliczenie dla długości kości (t_1-t_2) piszczelowej pokazano poniżej.

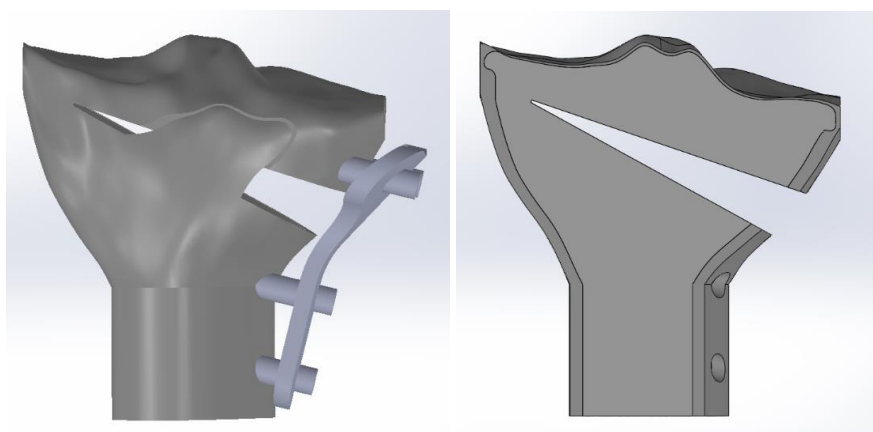
$$D_{dt1-t2} = \frac{W_d \cdot D_{mt1-t2}}{W_m} = \frac{168 \text{ cm} \cdot 352,59 \text{ mm}}{166,16 \text{ cm}} = 356,49 \text{ mm}$$

Analogicznie określono wszystkie wymiary charakterystyczne. Wymiary charakterystyczne zostały zamodelowane w przestrzeni w oprogramowaniu SolidWorks, a następnie określono położenie punktów opisujących środek głowy kości udowej i środek stawu skokowego względem początku układu współrzędnych zlokalizowanego w środku stawu kolanowego. Działanie pozwoliło określić wszystkie trzy współrzędne środka głowy kości udowej i środka stawu skokowego w przestrzeni kartezjańskiej. Wykreślone punkty pokazano na rys. 4.12., poniżej.



Rys. 4.12. Wykreślenie położenia środka głowy kości udowej oraz środka stawu skokowego w programie SolidWorks

Współrzędne środka głowy kości udowej przyjęły wartości $[-11,24; 16,32; 429,36]$, a współrzędne środka stawu skokowego $[15,55; 0; -356,16]$. Położenie stawów kończyny górnej odwzorowano w modelu dyskretnym za pomocą przeniesienia środków ciężkości kości udowej i piszczelowej.



Rys. 4.13. Model wykorzystany w badaniach różnych modułów sprężystości podłużnej

Model wykorzystany w badaniu wpływu odmiennych modułów Younga tkanki kostnej i płyty stabilizującej na uzyskaną korekcję składa się z wydłużonej kości piszczelowej z modelu Open Knee, płyty stabilizującej Neosteo oraz czterech śrub. W modelu wykonane zostało nacięcie odpowiadające 10 stopniom korekcji. Tkanka kostna została zamodelowana jako tkanka zbita o grubości od 0,5 mm do 2,5 mm. Pozostałą objętość kości stanowiła tkanka gąbczasta. Przekrój modelu w płaszczyźnie czołowej pokazano na rysunku 4.13. Model dyskretny składał się z 67734 elementów skończonych typu tetrahedrycznego. Modyfikacje modelu oraz utworzenie modelu dyskretnego zostały wykonane w oprogramowaniu Solidworks i Solidworks Simulation.

4.3. Modele materiałowe

Modele materiałowe użyte w badaniach numerycznych określono na podstawie danych dostępnych w literaturze. Wykorzystane modele różniły się w zależności od prowadzonych badań. W badaniu wpływu odmiennych modułów Younga wykorzystano modele liniowe, izotropowe materiału dla kości zbitej, gąbczastej i płyty tytanowej. Modele opisane są prawem Hooke'a, które mówi, że odkształcenie materiału jest wprost proporcjonalne do wartości siły działającej na to ciało. Ponadto odkształcenie jest wprost proporcjonalne do wartości naprężeń normalnych i odwrotnie proporcjonalne do wartości modułu Younga, co opisuje równanie 4.2.

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \quad (4.2)$$

gdzie:

ε – odkształcenie [%];

σ – naprężenie [MPa];

E – moduł odkształcalności liniowej [MPa].

Dane materiałowe kości zbitej, gąbczastej i płyty tytanowej oraz śrub tytanowych pokazano w tabeli 2.2. W badaniach przyjęto średnie arytmetyczne wartości modułu Younga i granicy wytrzymałości przy ściskaniu. W pozostałych symulacjach, gdzie badano cały staw kolanowy wykorzystano inne modele materiałowe dla kości i tkanek miękkich. Kości zostały zamodelowane jako bryły nieodkształcalne o gęstości $1,132 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^3$ [135, 164].

Materiał powierzchni stawowych został opisany modelem nieściśliwym Mooney'a-Rivlina o stałych $C_1=0,856$, $C_2=0$ i module objętościowym $K=8 \text{ MPa}$, co odpowiada liczbie Poissona $\nu=0,46$. Gęstość materiału powierzchni stawowych wynosi $1,5 \cdot 10^{-3} \text{ kg/m}^3$ [135, 165]. Model materiału bazowego został przekształcony do modelu Neo-Hookean, dzięki zredukowaniu stałej C_2 do zera [135, 166, 167]. Dane materiałowe powierzchni stawowych przedstawiono w tabeli 4.3.

Tabela 4.3. Dane materiałowe powierzchni stawowych

Gęstość [kg/m ³]	C ₁ [MPa]	C ₂ [MPa]	K [MPa]
$1,5 \cdot 10^{-3}$	1,95	0	8

Materiał jest opisany funkcją energii odkształcenia, pokazaną równaniem 4.3. [135]:

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + \frac{K}{2}(\ln(J))^2 \quad (4.3)$$

gdzie:

C_1 i C_2 – stałą Mooney'a-Rivlina [MPa];

K – moduł objętościowy [MPa];

I_1 – pierwszy niezmiennik tensora deformacji Cauchy'ego-Greena;

I_2 – drugi niezmiennik dewiatora deformacji Cauchy'ego-Greena;

J – wyznacznik tensora gradientu odkształcenia.

Model materiałowy wybrany dla wszystkich czterech więzadeł to nieściśliwy, ortotropowy materiał hiperelastyczny z włóknami [135, 167, 168]. Materiał bazowy więzadeł został zamodelowany z wykorzystaniem modelu Mooney'a-Rivlina o pięciu stałych. Mają one inne

wartości dla poszczególnych więzadeł. W tabeli 4.4. przedstawiono wartości poszczególnych parametrów materiałowych więzadeł stawu kolanowego [99, 135, 169].

Tabela 4.4. Dane materiałowe więzadeł. ACL – więzadło krzyżowe przednie ang. anterior cruciate ligament, PCL – więzadło krzyżowe tylne ang. posterior cruciate ligament, MCL – więzadło przyśrodkowe ang. medial collateral ligament, LCL – więzadło boczne ang. lateral collateral ligament

Więzadło	Gęstość [kg/m ³]	C ₁ [MPa]	C ₂ [MPa]	K [MPa]	C ₃ [MPa]	C ₄ [-]	C ₅ [MPa]	λ _m [-]
ACL	1,5*10 ⁻³	1,95	0	73,2	0,0139	116,22	535,039	1,046
PCL	1,5*10 ⁻³	3,25	0	122	0,1196	87,178	431,063	1,035
MCL	1,5*10 ⁻³	1,44	0	397	0,57	48	467,1	1,063
LCL	1,5*10 ⁻³	1,44	0	397	0,57	48	467,1	1,063

Substancja bazowa w modelu Mooney'a-Rivlina została zdefiniowana funkcją energii odkształcenia opisaną równaniem 4.4. [135]:

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + \frac{K}{2}(\ln(J))^2 + F(\lambda) \quad (4.4)$$

oraz równaniem 4.5.:

$$\lambda \frac{\partial F}{\partial \lambda} = \begin{cases} 0 & \lambda < 1 \\ C_3(e^{C_4(\lambda-1)} - 1) & 1 \leq \lambda < \lambda_m \\ C_5 + C_6\lambda & \lambda \geq \lambda_m \end{cases} \quad (4.5)$$

gdzie:

C₁ i C₂ – stałe modelu Mooney'a-Rivlina [MPa];

C₃, C₄, C₅, C₆ – stałe materiału włókien [C₃, C₅, C₆ – MPa, C₄ – brak jednostki];

K – moduł objętościowy [MPa];

I₁ – pierwszy niezmiennik tensora deformacji Cauchy'ego-Greena;

I₂ – drugi niezmiennik dewiatora deformacji Cauchy'ego-Greena;

J – wyznacznik tensora gradientu odkształcenia;

F – składowa gęstości energii odkształcenia oparta na dewiatorowym rozciągnięciu włókien;

λ – dewiatorowa część rozciągnięcia wzdłuż kierunku włókien;

λ_m – wartość odkształcenia włókien rozciągniętych.

Analogicznie do materiału powierzchni stawowych, materiał bazowy więzadeł został przekształcony do modelu Neo-Hookean, dzięki zredukowaniu stałej C₂ do zera.

Łąkotki zostały zdefiniowane jako model materiałowy Funga – hiperelastyczny i ortotropowy. Właściwości materiałowe pokazano w tabeli 4.5. [135, 167, 170].

Tabela 4.5. Dane materiałowe łąkotek

Gęstość [kg/m ³]	E ₁ [MPa]	E ₂ [MPa]	E ₃ [MPa]	v ₁₂ [-]	v ₂₃ [-]	v ₃₁ [-]	G ₁₂ [MPa]	G ₂₃ [MPa]	G ₃₁ [MPa]	c* [MPa]	K* [MPa]
1,5e ⁻⁹	125	27,5	27,5	0,1	0,33	0,1	2	12,5	2	1	10

Model Funga jest opisany funkcją energii odkształcenia pokazaną w równaniach 4.6. i 4.7. [135, 171]:

$$W = \frac{1}{2}c(e^Q - 1) \quad (4.6)$$

$$Q = c^{-1} \sum_{a=1}^3 [2\mu_a A_a^0 : E^2 + \sum_{b=1}^3 \lambda_{ab} (A_b^0 : E)] \quad (4.7)$$

oraz równaniami 4.8, 4.9, 4.10 i 4.11:

$$\begin{bmatrix} \lambda_{11} + 2\mu_1 & \lambda_{12} & \lambda_{13} \\ \lambda_{21} & \lambda_{22} + 2\mu_2 & \lambda_{23} \\ \lambda_{31} & \lambda_{32} & \lambda_{33} + 2\mu_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-v_{12}}{E_1} & \frac{-v_{13}}{E_1} \\ \frac{-v_{21}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & \frac{-v_{23}}{E_2} \\ \frac{-v_{31}}{E_3} & \frac{-v_{32}}{E_2} & \frac{1}{E_3} \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

$$\mu_1 = G_{12} + G_{31} - G_{23} \quad (4.9)$$

$$\mu_2 = G_{12} - G_{31} + G_{23} \quad (4.10)$$

$$\mu_3 = -G_{12} + G_{31} + G_{23} \quad (4.11)$$

gdzie:

c – stała materiałowa [MPa];

A⁰ – określa początkowy kierunek osi materiału;

E – tensor odkształcenia Greena-Lagrange'a;

λ – pierwsza stała Lamégo;

μ – druga stała Lamégo;

E – moduł Younga [MPa];

G – moduł Kirchhoffa [MPa];

v – liczba Poissona [-];

K – moduł objętościowy [MPa].

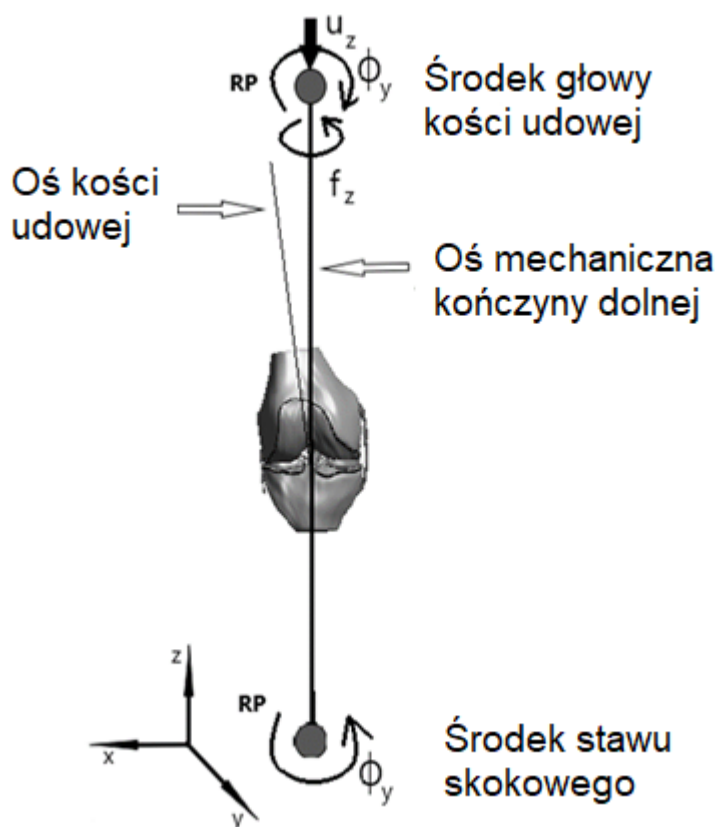
Zaczepy rogów łąkotek zostały zamodelowane jako 352 elementy sprężynowe o dwukierunkowym działaniu [135, 172]. Parametry sprężyn podano w tabeli 4.6.

Tabela 4.6. Dane materiałowe zamocowań rogów łąkotek

Róg łąkotki	Moduł Younga E [MPa]	Pole przekroju poprzedniego A [mm ²]	Liczba węzłów do których zaczepione są sprężyny na powierzchni łąkotki
Przednio-boczny	600	37,20	88
Tylno-boczny	600	24,58	88
Przednio- przyśrodkowy	600	37,20	88
Tylno-przyśrodkowy	600	24,58	88

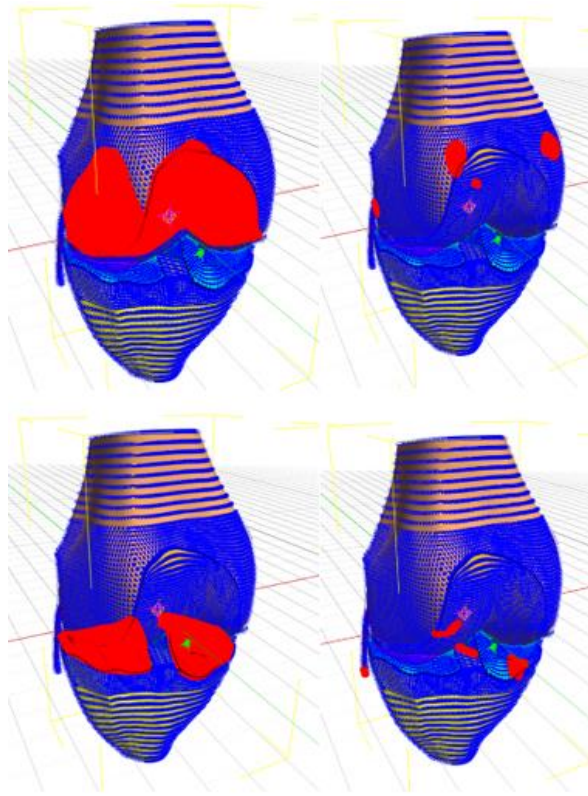
4.4. Warunki początkowe i brzegowe

Przy badaniu numerycznym zdrowego stawu kolanowego określono warunki początkowe i brzegowe w oparciu o dane zawarte w literaturze. W celu zamodelowania funkcjonowania całej kończyny dolnej odwzorowano położenie środka głowy kości udowej i środka stawu skokowego poprzez przeniesienie środków ciężkości brył sztywnych jakimi w badaniach była kość piszczelowa i udowa.



Rys. 4.14. Geometria modelu stawu kolanowego wraz ze stopniami swobody (ϕ_y , f_z , u_z) i punktami odniesienia (RP) – stawem biodrowym i stawem skokowym

Odebrano pięć stopni swobody w stawie skokowym, pozostawiając wyłącznie rotację względem osi Y [106, 107, 173, 174]. Trzy stopnie swobody zostały odebrane w stawie biodrowym. Pozostawiono rotacje względem osi Y oraz Z i możliwość translacji wzdłuż osi Z [106, 107, 173, 174]. Model wraz ze stopniami swobody pokazano na rysunku 4.14.



Rys. 4.15. Kontakty typu węzeł-węzeł oznaczone kolorem czerwonym

Warunki kontaktu pomiędzy elementami zostały określone dla wszystkich współpracujących elementów. W celu odwzorowania zamocowania powierzchni stawowych i więzadeł w tkance kostnej zostały określone wiązania sztywne typu węzeł-węzeł. Takie połączenie geometrii gwarantuje zachowanie kontaktu między siatkami struktur w trakcie całej symulacji komputerowej. Kontakt odbywa się pomiędzy odpowiadającymi sobie węzłami siatki. Strona wewnętrzna powierzchni stawowej udowej została związana z powierzchnią kości udowej. Więzadła zostały przytwierdzone z jednej strony do kości udowej, a z drugiej do kości piszczelowej. Dotyczy to również więzadła bocznego, które w prawdziwym stawie kolanowym zamocowane jest do kości udowej i kości strzałkowej. Kontakty węzeł-węzeł pokazano na rys. 4.15. W modelu Open Knee nie ma kości strzałkowej, co zostało opisane w rozdziale 4.2. Geometria modelu. Wewnętrzna strona powierzchni stawowych piszczelowych została powiązana z powierzchnią kości piszczelowej [135, 156].

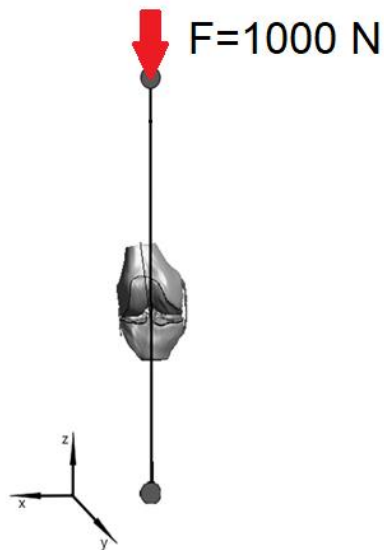
Kontakt pomiędzy elementami, które mogą się pomiędzy sobą przemieszczać określono dla następujących par:

- zewnątrz strona powierzchni stawowej udowej po stronie przyśrodkowej – zewnętrzna strona powierzchni stawowej piszczelowych po stronie przyśrodkowej;
- zewnątrz strona powierzchni stawowej udowej po stronie bocznej – zewnętrzna strona powierzchni stawowej piszczelowych po stronie bocznej;
- zewnątrz strona powierzchni stawowej udowej po stronie przyśrodkowej – górna powierzchnia łąkotki przyśrodkowej;



- zewnątrz strona powierzchni stawowej udowej po stronie bocznej – górna powierzchnia łąkotki bocznej;
- zewnątrz strona powierzchni stawowej piszczelowej po stronie przyśrodkowej – dolna powierzchnia łąkotki przyśrodkowej;
- zewnątrz strona powierzchni stawowej piszczelowej po stronie bocznej – dolna powierzchnia łąkotki bocznej;
- powierzchnia więzadła krzyżowego przedniego – powierzchnia więzadła krzyżowego tylnego.

Wskazane kontakty były to oddziaływania ślizgowo-elastyczne typu powierzchnia do powierzchni. Takie ustawienie pozwala na zamodelowanie przemieszczania się wzajemnego elementów stawu kolanowego z zachowaniem braku penetracji [135, 156].



Rys. 4.16. Obciążenie układu wynoszące 1000 N

Zamodelowany układ został obciążony siłą osiową działającą wzdłuż osi Z. Zwrot siły został skierowany do dołu, zgodnie z kierunkiem działania grawitacji. Wartość siły wyniosła 1000 N, co odpowiada danym literaturowym i stanowi obciążenie od masy ciała [101, 104, 106, 107]. Obciążenie ukazano na rys. 4.16.

5. BADANIA NUMERYCZNE

5.1. *Metoda badań*

Metoda elementów skończonych (MES) ang. Finite Element Method (FEM), służy do modelowania matematycznych zagadnień występujących w otoczeniu. W ujęciu matematycznym stanowi sposób rozwiązywania równań różniczkowych. W zagadnieniach badania układów mechanicznych jest metodą określania przemieszczeń, naprężeń i odkształceń powstających w materiale w wyniku działania obciążeń. Metoda polega na dzieleniu złożonych obiektów na małe fragmenty, w których można opisać zachodzące zjawiska, a pewność i dokładność obliczeń jest wysoka. Uzyskane wyniki dla całości badanego układu, są reprezentacją złożenia wartości obliczonych w poszczególnych elementach skończonych.

W badaniach opisanych w niniejszej rozprawie wykorzystano oprogramowanie FEBio, dedykowane do prowadzenia symulacji struktur anatomicznych wraz z jego modułami. Preprocesorem, który posłużył do przygotowania warunków brzegowych, warunków początkowych oraz określenia modeli materiałowych i kontaktów był program PreView. Obliczenia były prowadzone w nieliniowym solverze FEBio. Do wyświetlenia i obróbki wyników posłużył program PostView. Na późniejszych etapach badań korzystano ze zbiorczego oprogramowania FEBio Studio, które integruje rozwiązania PreView, FEBio i PostView.

Badania były prowadzone na komputerze klasy PC z systemem operacyjnym Windows, o następujących parametrach:

- Procesor Intel Core i7-8750H 2,2-4,1 GHz (6 rdzeni, 12 wątków);
- 16 GB pamięci RAM;
- Karta graficzna Nvidia Geforce GTX 1060 (6 GB pamięci RAM);
- Dysk 256 GB SSD i 1 TB HDD.

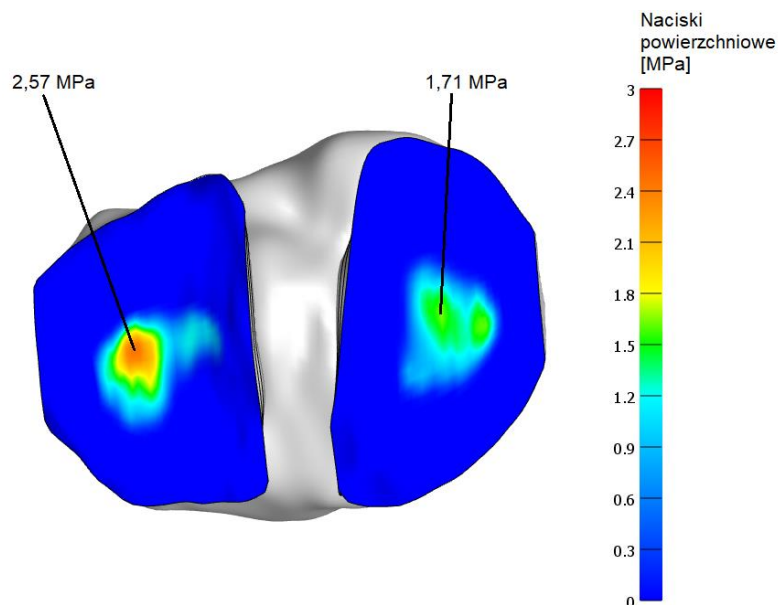
5.2. *Analiza numeryczna zdrowego stawu kolanowego w wyproście*

Model stawu kolanowego obciążono siłą F o wartości 1000 N. W trakcie trwania obliczeń w modelu odebrano stopnie swobody dla brył reprezentujących kość piszczelową i udową, jak opisano w rozdziale 4.4. Warunki początkowe i brzegowe.

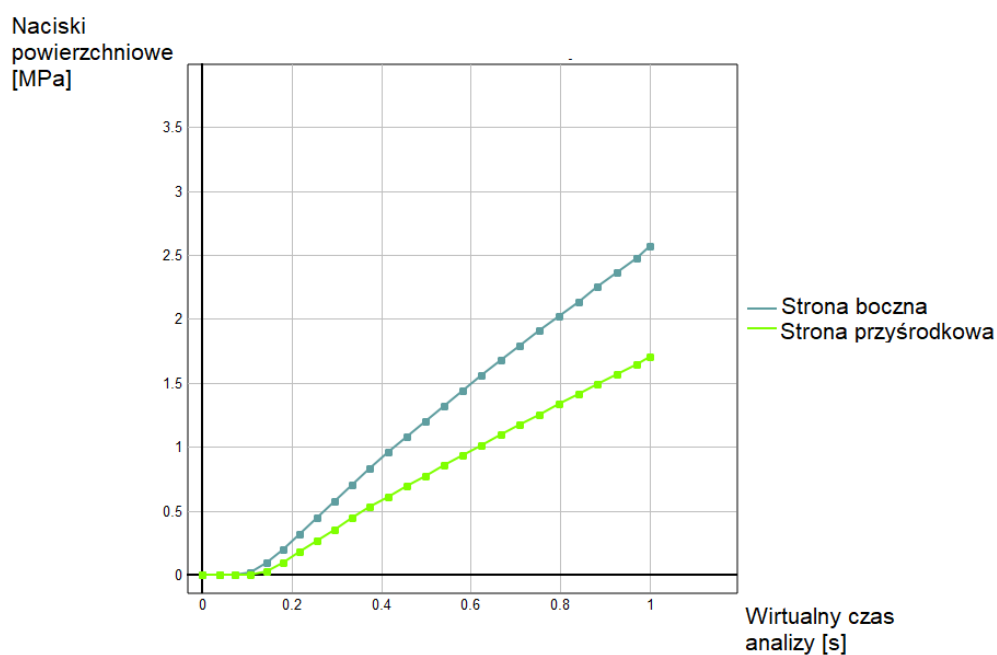
Prowadzone obliczenia były analizą statyczną nieliniową. Obciążenie było przykładane iteracyjnie, a całość obliczeń została początkowo podzielona na 20 kroków czasowych, z możliwością zwiększenia ich liczby w przypadku zmniejszenia wielkości kroku. Inicjalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,05, podobnie jak maksymalna. Minimalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,001. Obliczenia zakończyły się po 26 krokach czasowych. W 26 kroku obciążenie osiągnęło wartość 1000 N.

5.3. Wyniki i wnioski

Największą wartość nacisków powierzchniowych zaobserwowano po stronie bocznej. Naciski powierzchniowe w tym obszarze osiągnęły wartość 2,57 MPa. Naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej osiągnęły wartość 1,71 MPa. Naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej stanowią 66,5% wartości nacisków powierzchniowych po stronie bocznej. Obie wartości zostały zaznaczone na rys. 5.1.



Rys. 5.1. Mapa nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych kości piszczelowej w zdrowym stawie kolanowym



Wykres 5.1. Zmiana wartości nacisków powierzchniowych po stronie bocznej i przyśrodkowej w trakcie analizy

Zmianę wartości nacisków powierzchniowych w trakcie analizy, po stronie bocznej i przyśrodkowej pokazano na wykresie 5.1.

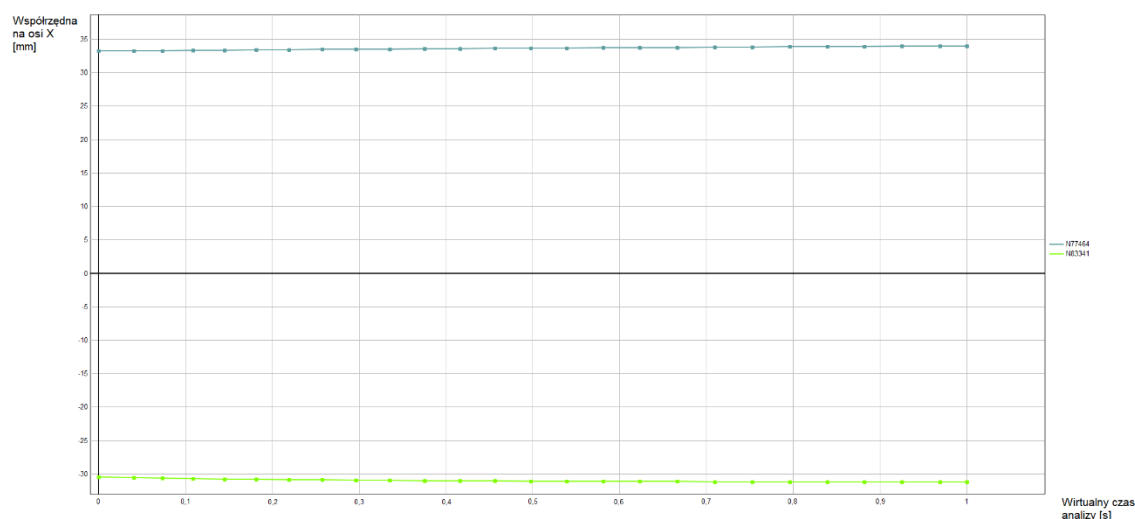
Należy zauważyć, że otrzymane wartości są zbliżone do wartości uzyskiwanych przez innych badaczy prowadzących symulacje komputerowe z wykorzystaniem modelu Open Knee:

- Shriram D. i in. – obciążenie siłą 1150 N, naciski po stronie bocznej brak danych, naciski po stronie przyśrodkowej 5,74 MPa;
- Łuczkiwicz P. i in. – obciążenie siłą 1000 N, naciski po stronie bocznej 3,09 MPa, naciski po przyśrodkowej blisko 2 MPa;
- Khoshgoftar M. i in. – obciążenie siłą 1200 N, naciski po stronie bocznej brak danych, naciski po przyśrodkowej w zakresie 5,1-6,4 MPa w zależności od rodzaju implantu łąkotki.

Ponadto zespoły badawcze, które obciążały w swoich badaniach staw kolanowy siłą 1000 N otrzymały podobne wyniki:

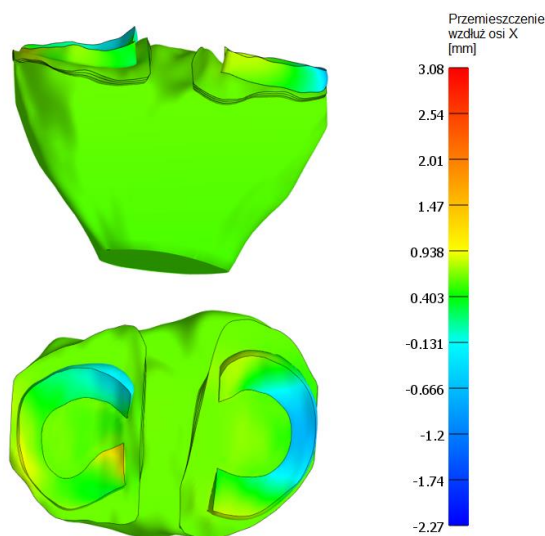
- Wang Y. i in. – naciski po stronie bocznej 2,438 MPa, naciski po przyśrodkowej blisko 3,25 MPa;
- Lin Y.-C. – pomiar na stawie kolanowym, naciski po stronie bocznej 2,63 MPa, naciski po przyśrodkowej blisko 7,94 MPa;
- Łuczkiwicz P. i in. - naciski po stronie bocznej 3 MPa, naciski po przyśrodkowej 2 MPa;
- Fukubayashi T., Kurosawa H. – pomiar na stawie kolanowym, naciski po stronie bocznej w zakresie 2-3 MPa, naciski po stronie przyśrodkowej 2-3 MPa w zależności od stawu kolanowego.

Przedstawione powyżej wartości pozwalają stwierdzić, że otrzymane w trakcie badania wartości nacisków powierzchniowych są prawidłowe dla zdrowego stawu kolanowego i cechują się wysoką pewnością. Otrzymane wartości nacisków powierzchniowych w zdrowym stawie kolanowym nie odbiegają od danych zawartych w literaturze.

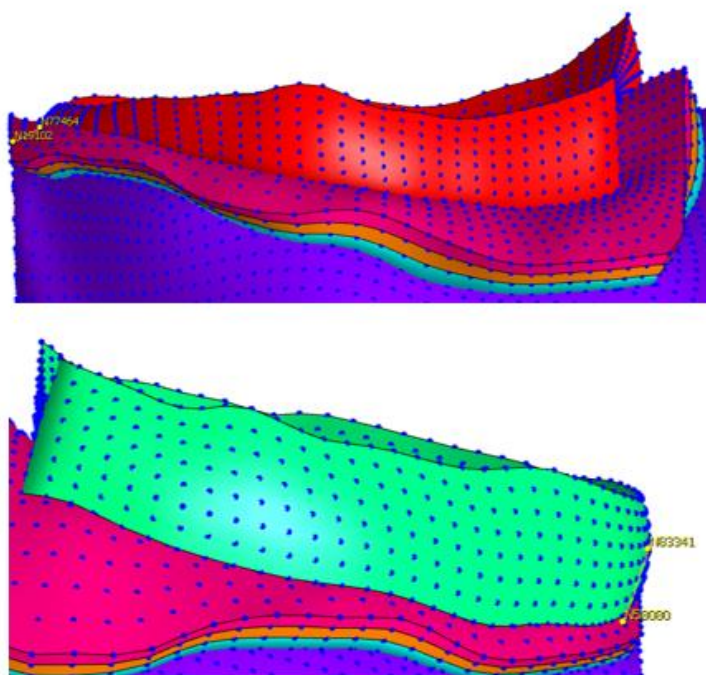


Wykres 5.2. Zmiana położenia węzłów N77464 i N83341

Pozycja początkowa najdalej wysuniętych węzłów łąkotek względem początkowa układu współrzędnych wzdłuż osi X wynosiła 33,26 mm dla łąkotki bocznej i -30,48 mm dla łąkotki przyśrodkowej. Po przyłożeniu obciążenia w postaci siły 1000 N, węzły zmieniły nieznacznie swoje położenie. Współrzędna osi X węzła łąkotki bocznej wyniosła 33,95 mm, a węzła łąkotki przyśrodkowej -31,22 mm. Zmianę współrzędnych w czasie symulacji pokazano na wykresie 5.2. Zmiana wartości wskazuje na nieznaczne przemieszczenie łąkotek w płaszczyźnie czołowej. Mapy przemieszczeń łąkotek wzdłuż kierunku osi X pokazano na rys. 5.2. Należy zauważyć, że translacja łąkotki przyśrodkowej ma większą wartość.



Rys. 5.2. Przemieszczenia łąkotek. W płaszczyźnie czołowej, u góry oraz poprzecznej, na dole



Rys. 5.3. U góry: pomiar ekstruzji łąkotki bocznej. Na dole: pomiar ekstruzji łąkotki przyśrodkowej

Sprawdzono wartość ekstruzji w ujęciu klinicznym. Pomiary ekstruzji obu łąkoteczek pokazano na rys. 5.3. Nie zaobserwowano ekstruzji łąkotki bocznej. Odległość między najdalej wysuniętym węzłem łąkotki, a krawędzią plateau piszczeli w projekcji AP wynosiła 1,24 mm. Po stronie przyśrodkowej widoczne jest wysunięcie łąkotki poza kość piszczelową. Ekstruzja łąkotki wyniosła 0,45 mm. Jest to wartość nieznacząca klinicznie, zgodnie z danymi przedstawionymi w rozdziale 2.5. Podsumowanie. Otrzymane wyniki pozwalają stwierdzić, że w zdrowym stawie kolanowym nie dochodzi do ekstruzji łąkoteczek.

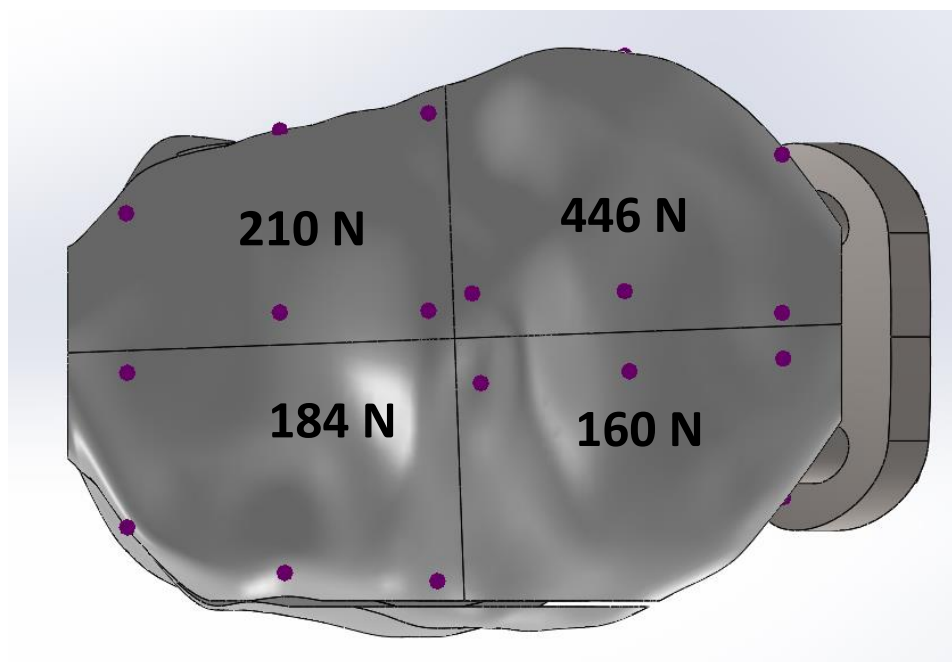
Wyniki uzyskane na drodze symulacji komputerowej zdrowego stawu kolanowego pozwalają stwierdzić, że wykorzystany model geometryczny stawu oraz modele materiałowe struktur anatomicznych odwzorowują i opisują rzeczywisty obiekt badań z wysoką dokładnością. Fakt, że otrzymane wyniki są zbieżne z wynikami przedstawionymi w literaturze pozwala stwierdzić, że model stawu kolanowego i modele materiałowe należy uznać za prawidłowe i zwalidowane.

6. WPLYW ODMIENNYCH MODUŁÓW YOUNGA KOŚCI I IMPLANTU METALOWEGO

Badania oraz wyniki opisane w niniejszym rozdziale stanowią rozwinięcie badań już opublikowanych, których jestem współautorem [175]. Wcześniej prowadzone badania były badaniami podstawowymi. W porównaniu do poprzednich analiz, badania opisane w rozprawie dopracowałem w zakresie geometrii modelu: wzbogaciłem go o płytę stabilizującą i śruby oraz odwzorowałem geometrię tkanki gąbczastej i zbitej. Ponadto dopracowałem sposób obciążenia modelu i zastosowałem dane materiałowe odmienne dla tkanki kostnej zbitej i gąbczastej.

6.1. Warunki brzegowe badania

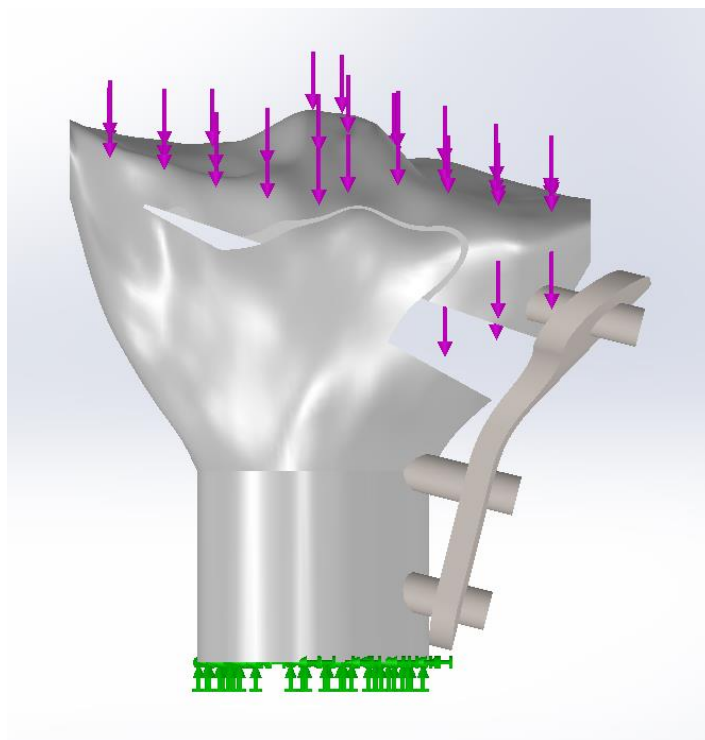
Podczas badania kość piszczelowa zostanie obciążona siłami pionowymi, których suma wyniesie 1000 N. Dystrybucja sił na powierzchni kości piszczelowej została pokazana na rys. 6.1. Rozkład obciążenia odpowiada danym literaturowym [119].



Rys. 6.1. Rozkład obciążenia na plateau kości piszczelowej

W celu określenia wpływu odmiennych wartości modułu sprężystości podłużnej tkanki kostnej i stopu tytanu, na otrzymaną wartość korekcji po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej zostanie określona różnica w odkształceniu kłykcia bocznego i przyśrodkowego kości piszczelowej w kierunku pionowym w projekcji AP. Następnie różnica zostanie przeliczona na wartość utraty korekcji wyrażoną w wartości kąta.

Badania w zakresie wpływu wartości modułów Younga prowadzone były na uproszczonym i zmodyfikowanym modelu kości piszczelowej z modelu Open Knee, pokazanym na rys. 4.13. Geometria składa się z tkanki kostnej zbitej, tkanki kostnej gąbczastej oraz płyty stabilizującej wraz ze śrubami. Model dyskretny zbudowany jest z 67734 elementów skończonych typu tetrahedrycznego.



Rys. 6.2. Kość piszczelowa z płytą fixującą. Zielone wektory – utwierdzenie. Fioletowe wektory – obciążenie

Warunki utwierdzenia i obciążenia pokazano na rys. 6.2. Model został utwierdzony u podstawy i obciążony siłą pionową rozłożoną na plateau piszczeli. Suma przyłożonych sił wynosi 1000 N. Warunki utwierdzenia i obciążenia odpowiadają danym dostępnym w literaturze [116, 119, 120].

W modelu uwzględniono warunki kontaktów pomiędzy bryłami. Kość korową powiązano z kością gąbczastą kontaktem typu wiązanego, który gwarantuje połączenie siatek wybranych geometrii. Ponadto dodano identyczne powiązanie pomiędzy geometrią kości i modelem reprezentującym śruby. Ściany szpary osteotomii zostały powiązane kontaktem typu brak penetracji, który gwarantuje brak wzajemnego przenikania się brył. Wspomniany rodzaj kontaktu został dodany pomiędzy płytą stabilizującą i zewnętrzną powierzchnią kości piszczelowej.

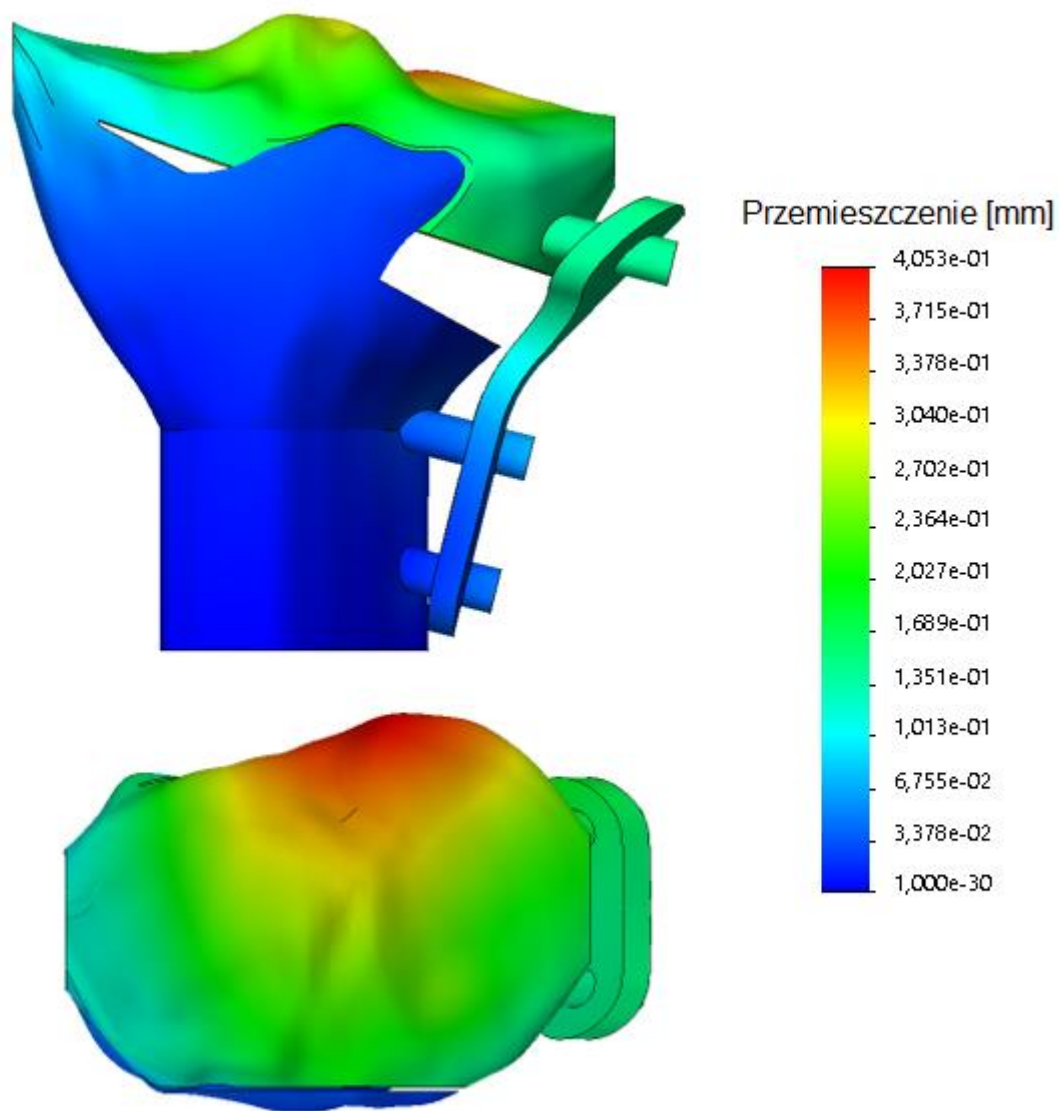
Modele materiałowe przypisane poszczególnym strukturom modelu opisano w rozdziałach 2.5. Podsumowanie i 4.3. Modele materiałowe.

6.2. Analiza numeryczna

W badaniu wykorzystano oprogramowanie Solidworks Simulation 2019 w wersji premium. Analiza prowadzona była na liniowym solverze FFEPlus Iterative.

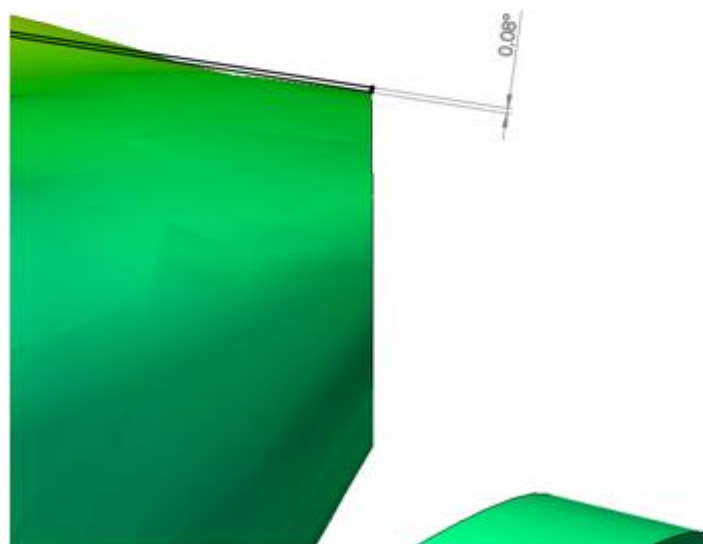
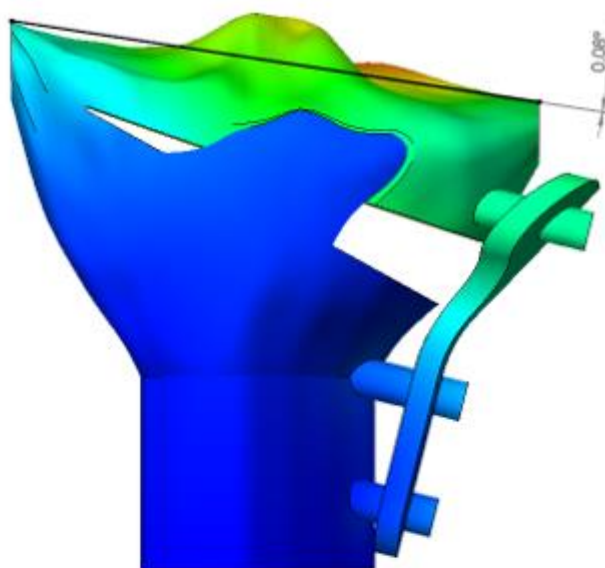
6.3. Wyniki i wnioski

Pokazane na rysunku 6.3. wyniki przemieszczenia obrazują odkształcenie kości piszczelowej i płyty stabilizującej pod obciążeniem siłą 1000 N. Płyta stabilizująca zamocowana jest po stronie przyśrodkowej.



Rys. 6.3. Przemieszczenie kości piszczelowej i płyty stabilizującej

Skrajna część kłykcia przyśrodkowego przemieściła się o 0,187 mm, a skrajna część kłykcia bocznego o 0,119 mm. Największe przemieszczenie zarejestrowano w obszarze tylnym plateau piszczeli – 0,4 mm. Różnica w ugięciu skrajnych fragmentów piszczeli wyniosła 0,068 mm.



Rys. 6.4. Wartość utraty kąta korekcji. U góry – kość puszczelowa z wykreślonym kątem, na dole – przybliżenie na wykreślone linie i kąt

W kolejnym kroku analizy wyników określono wartość utraty kąta korekcji w wyniku odmiennej deformacji kłykci kości puszczelowej. W tym celu nałożono obraz modelu zdeformowanego na obraz modelu nieodkształconego i wykreślono linie łączące najbardziej oddalone punkty kłykci kości puszczelowej. Zmierzony kąt pomiędzy liniami jest równy utracie kąta korekcji. Obrazy były analizowane w projekcji AP. Wartość utraty kąta korekcji wyniosła 0,08 stopnia. Wykreślenie opisywanego kąta ukazano na rys. 6.4. Wykazana różnica w deformacji kłykci oraz wartość utraty kąta korekcji są wartościami niewielkimi. Jako punkt odniesienia może posłużyć fakt, że tolerancje bardzo dokładnej obróbki mechanicznej jaką jest frezowanie wykańczające mieści się w klasie IT6 zgodnie z PN-ISO 286, co przy wymiarze liniowym o wartości nominalnej 50 mm daje tolerancję $16 \mu\text{m} = 0,016 \text{ mm}$ [176]. Różnica w deformacjach kłykci kości puszczelowej jest tylko 4,25 razy większa niż tolerancja wspomnianej obróbki

mechanicznej. Należy zauważyć, że układ frezarka – narzędzie – detal obrabiany jest układem o dużo wyższej sztywności niż układ chirurg – narzędzie chirurgiczne – kość. Otrzymane wyniki korespondują do wykazanych przez J. Yang i in. oraz K. Kang i in.

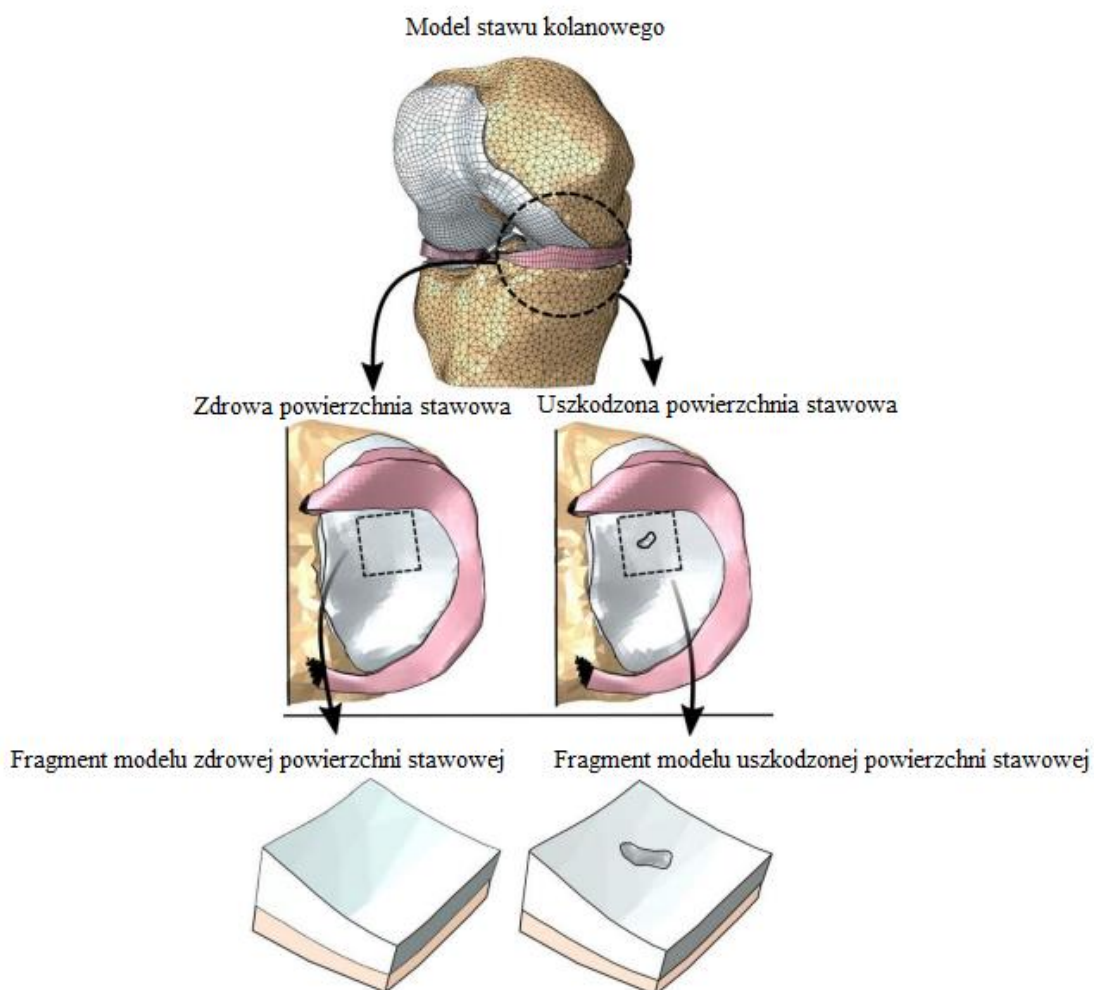
W rozdziale 3.1.1. Hipoteza I postawiono pierwszą hipotezę rozprawy o następującej treści: Różnica wartości modułów sprężystości podłużnej tkanki kostnej i implantu ma istotny wpływ na przebieg osi mechanicznej kończyny dolnej po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. W oparciu o otrzymane wyniki i określone wartości deformacji kłykci kości piszczelowej oraz wykreślony kąt utraty kąta korekcji, należy stwierdzić, że postawiona hipoteza została obalona i odmienne wartości modułów sprężystości podłużnej kości i tytanowej płyty stabilizującej nie mają istotnego wpływu na przebieg osi mechanicznej kończyny dolnej po zabiegu HTO.

Ponadto uzyskane wyniki pozwalają stwierdzić, że podejście do symulacji stawu kolanowego, w którym kość modelowana jest jako bryła idealnie sztywna jest słuszne.

7. WPŁYW USZKODZENIA POWIERZCHNI STAWOWYCH NA NACISKI POWIERZCHNIOWE

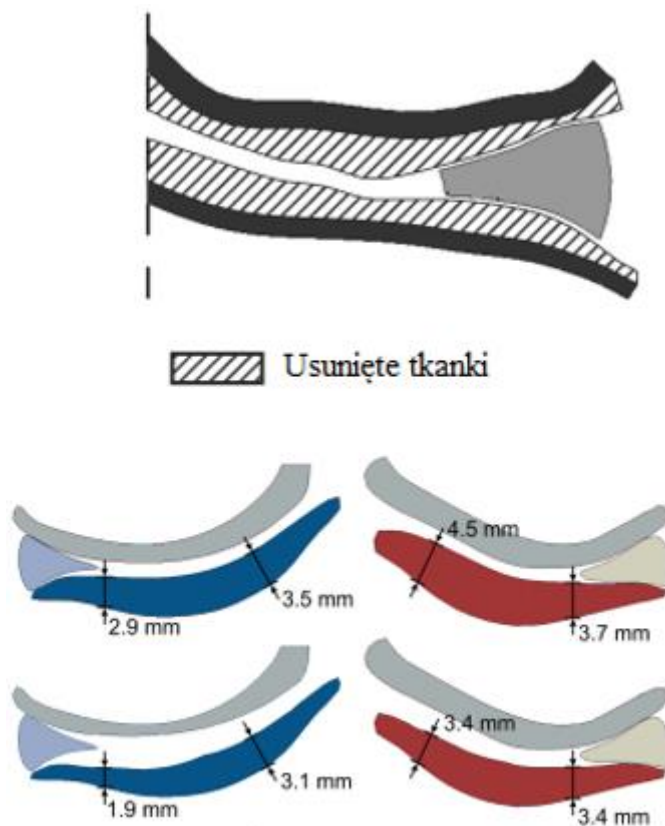
7.1. Warunki brzegowe badania

Istnieją trzy sposoby odtworzenia uszkodzenia powierzchni stawowej powstałej w wyniku choroby zwyrodnieniowej. Pierwszy z nich polega na odtworzeniu ubytków w oparciu o obraz z rezonansu magnetycznego [116]. Idea została ukazana na rys. 7.1. Metoda jest dokładna, lecz wskazane jest odtworzenie uszkodzenia dla konkretnego stawu kolanowego.



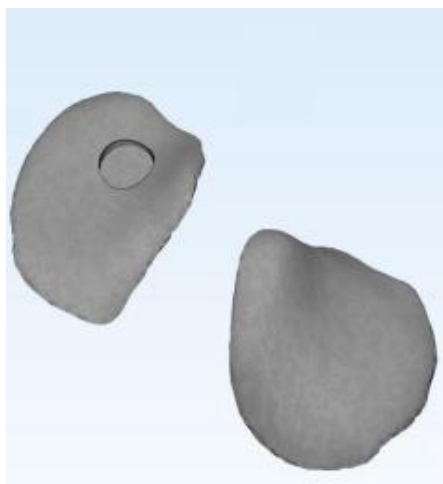
Rys. 7.1. Pierwsza metoda odwzorowania uszkodzenia powierzchni stawowej [116]

Drugi sposób polega na zmniejszeniu grubości powierzchni stawowych, co ma na celu odwzorowanie ubytków. Zmniejszenie grubości może być wykonane równomiernie na całej powierzchni [106] lub być zróżnicowane [33, 106]. Oba przypadki pokazano na rys. 7.2. Metoda pozwala na odtworzenie ubytków bez posiadania obrazów MRI stawu kolanowego z OA.



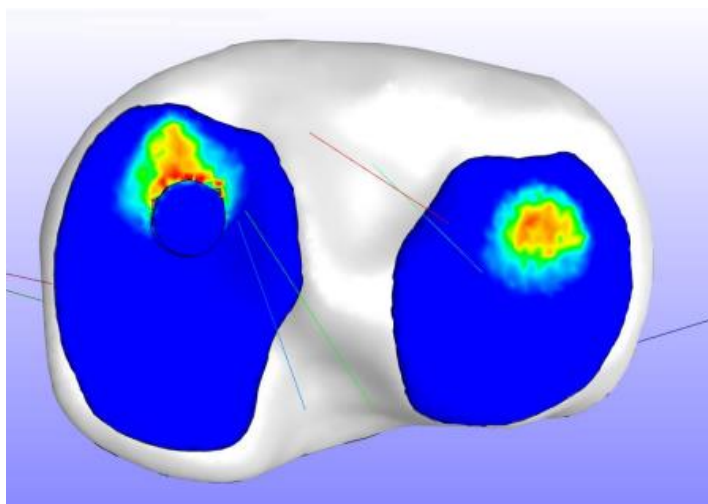
Rys. 7.2. U góry – równomierne zmniejszenie grubości [106]. Na dole – zróżnicowane zmniejszenie grubości [33]

Ostatnia z metod przewiduje wykonanie walcowego wycięcia w powierzchni stawowej [112]. Zmodyfikowaną geometrię powierzchni stawowych pokazano na rys. 7.3.



Rys. 7.3. Walcowy ubytek wykonany w powierzchni stawowej [112]

W przypadku zastosowania powyższej metody, uzyskane wyniki charakteryzują się spiętrzeniem wartości w obrębie ubytku. Przykładowe wyniki pokazano na rys. 7.4.

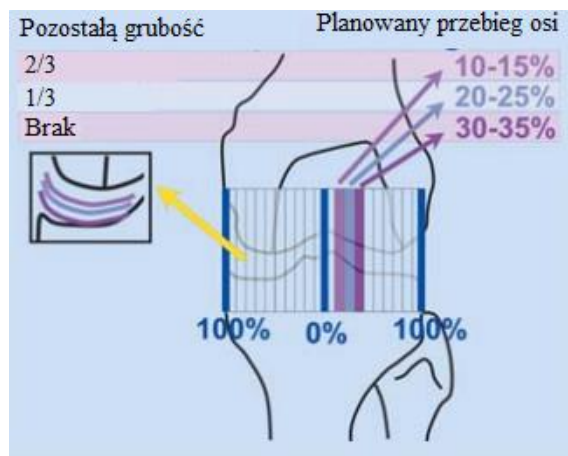


Rys. 7.4. Spiętrzenie nacisków powierzchniowych w obszarze ubytku [112]

Drugim aspektem, który należy rozważyć jest fakt odmiennych właściwości mechanicznych powierzchni stawowych po wystąpieniu choroby zwyrodnieniowej. W piśmiennictwie istnieją doniesienia wskazujące na zmianę właściwości mechanicznych, ze szczególnym uwzględnieniem zmiany wartości modułu Younga [37, 116, 177]. Proponowane w literaturze wyjaśnienie tego zjawiska mówi, że dochodzi do zmniejszenia wartości modułu Younga w wyniku działania większych nacisków. Niższa sztywność tkanki chrzęstnej prowadzi do wzrostu powierzchni styku i zmniejszenia nacisków powierzchniowych [178, 179].

Jednocześnie wiele zespołów badających OA z wykorzystaniem metody elementów skończonych nie uwzględnia zmian właściwości mechanicznych wywołanych chorobą zwyrodnieniową [106, 110, 113].

W niniejszej pracy zastosowana zostanie druga metoda odwzorowania ubytków powierzchni stawowych. W piśmiennictwie znajdują się badania opisujące ubytek o 1/2 grubości powierzchni stawowej i jego wpływ na wartości nacisków powierzchniowych [106]. Jednocześnie istnieją doniesienia o korelacji przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej po wykonanym zabiegu HTO, w zależności od stopnia utraty grubości tkanki chrzęstnej po stronie przyśrodkowej. 1/3 utraty grubości po stronie przyśrodkowej powinna odpowiadać przesunięciu osi mechanicznej w obszar 10-15% szerokości plateau piszczeli w stronę boczną licząc od środka plateau. W przypadku utraty 2/3 grubości, przesunięcie powinno mieścić się w zakresie 20-25%, a całkowita utrata tkanki chrzęstnej powinna być skompensowana przez przesunięcie osi mechanicznej w obszar 30-35% szerokości plateau [180]. Wskazana zależność pokazana jest na rysunku 7.5.



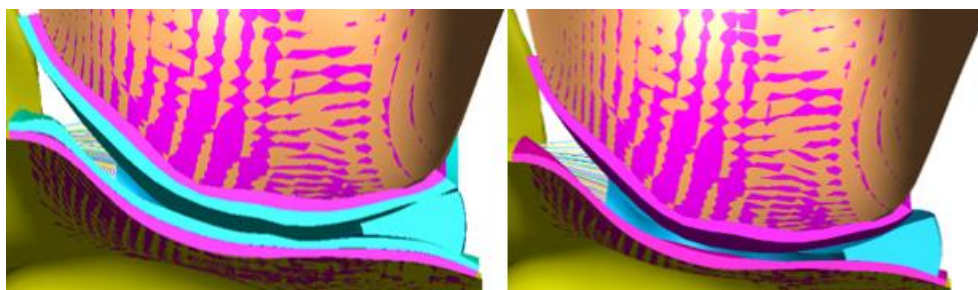
Rys. 7.5. Zależność przebiegu osi mechanicznej od stopnia uszkodzenia powierzchni stawowej [180]

Mając na uwadze powyższe informacje, w ramach badań przedstawionych w rozprawie, osteoartroza zostanie zamodelowana jako utrata grubości tkanki chrzęstnej po stronie przyśrodkowej. Zbadane zostaną dwa stadia OA. Utrata 1/3 grubości tkanki chrzęstnej oraz utrata 2/3 grubości tkanki chrzęstnej.

Zamodelowanie choroby zwyrodnieniowej wymusiło zmianę warunków kontaktowych pomiędzy powierzchnią stawową piszczeli po stronie przyśrodkowej i powierzchnią stawową kości udowej po stronie przyśrodkowej oraz pomiędzy powierzchniami stawowymi, a współpracującymi powierzchniami łąkotki przyśrodkowej. Wskazane zmiany opisane są jako następujące pary kontaktowe w modelu z utratą 1/3 grubości:

- zewnątrz strona powierzchni stawowej udowej po stronie przyśrodkowej o grubości 2/3 grubości początkowej – zewnętrzna strona powierzchni stawowej piszczelowych po stronie przyśrodkowej o grubości 2/3 grubości początkowej;
- zewnątrz strona powierzchni stawowej udowej po stronie przyśrodkowej o grubości 2/3 grubości początkowej – górna powierzchnia łąkotki przyśrodkowej;
- zewnętrzna strona powierzchni stawowej piszczelowych po stronie przyśrodkowej o grubości 2/3 grubości początkowej – dolna powierzchnia łąkotki przyśrodkowej.

Wskazane kontakty były to oddziaływania ślizgowo-elastyczne typu powierzchnia do powierzchni [135, 156]. Zmodyfikowane modele powierzchni stawowych pokazano na rys. 7.6.



Rys. 7.6. Zredukowane grubości powierzchni stawowych. Utrata 1/3 grubości – po lewej. Utrata 2/3 grubości – po prawej

Warunki brzegowe oraz początkowe analizy pozostały tożsame z użytymi w badaniu zdrowego stawu kolanowego.

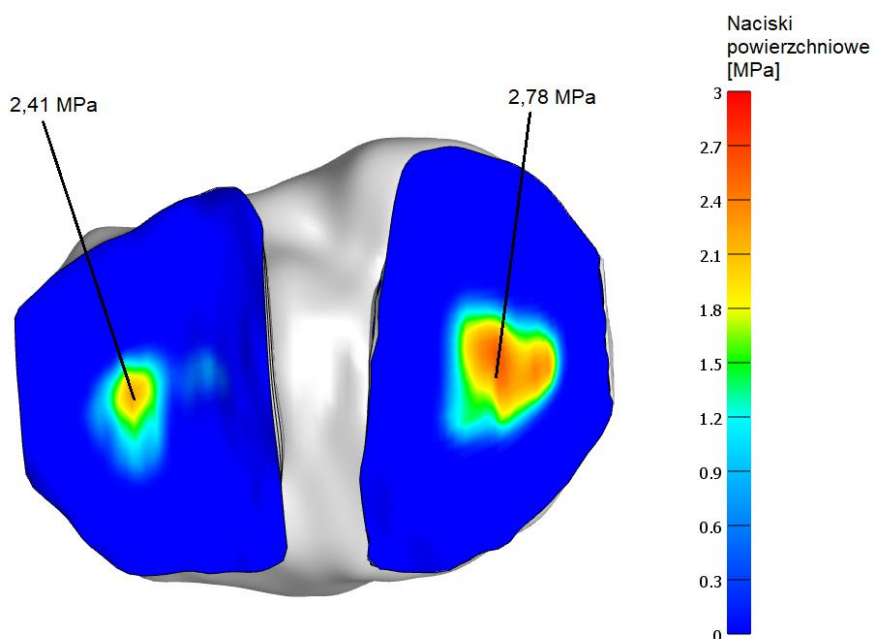
7.2. Analiza numeryczna

Podobnie jak badania zdrowego stawu kolanowego, również badania stawu z osteoartrozą prowadzone były w za pomocą solvera FEBio. W obu przypadkach prowadzone badania były analizą statyczną nieliniową. Obciążenie było przykładane iteracyjnie, a całość obliczeń została początkowo podzielona na 20 kroków czasowych, z zachowaniem możliwości zwiększenia liczby kroków czasowych w przypadku zmniejszenia kroku czasowego. Inicjalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,05, podobnie jak maksymalna. Minimalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,001.

W przypadku badania utraty 1/3 grubości powierzchni stawowych po stronie przyśrodkowej obliczenia zakończyły po 29 krokach czasowych. W 29 kroku obciążenie osiągnęło wartość 1000 N. W badaniu utraty 2/3 grubości powierzchni stawowych po stronie przyśrodkowej obliczenia zakończyły się po 32 krokach czasowych. W 32 kroku obciążenie osiągnęło wartość 1000 N.

7.3. Wyniki i wnioski

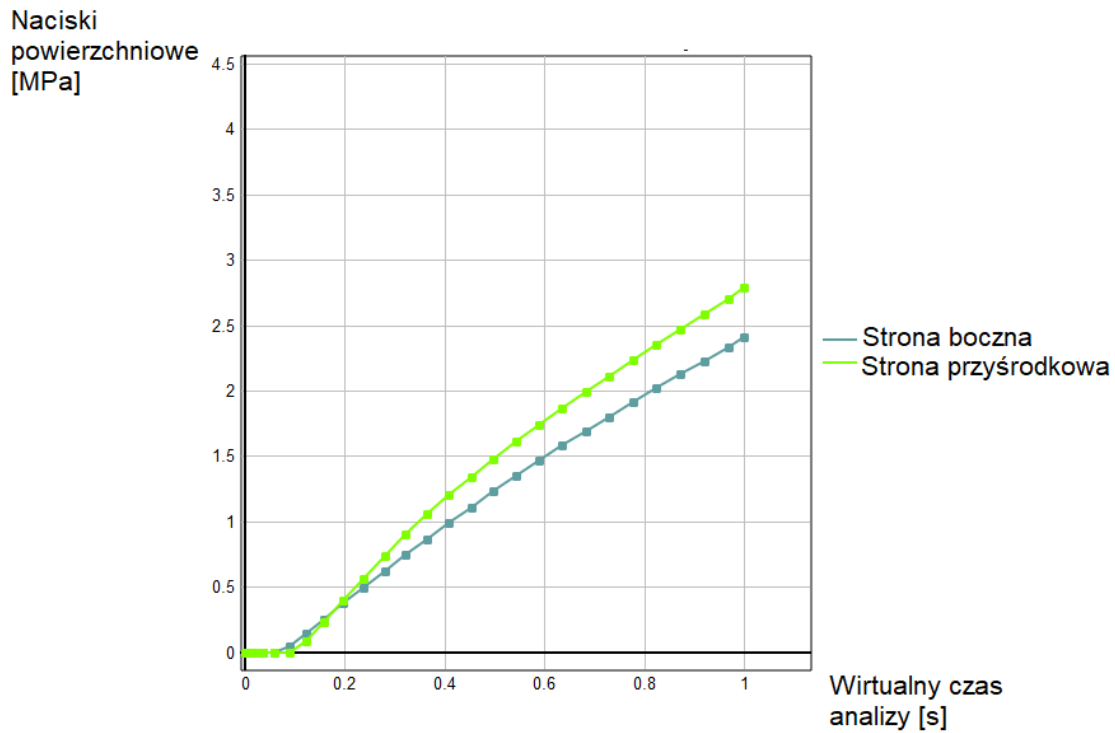
W badaniu stawu kolanowego z degradacją 1/3 grubości powierzchni stawowych uzyskano wyniki pokazane na rys. 7.7. Maksymalna wartość nacisków powierzchniowych wystąpiła po stronie przyśrodkowej i wyniosła 2,78 MPa.



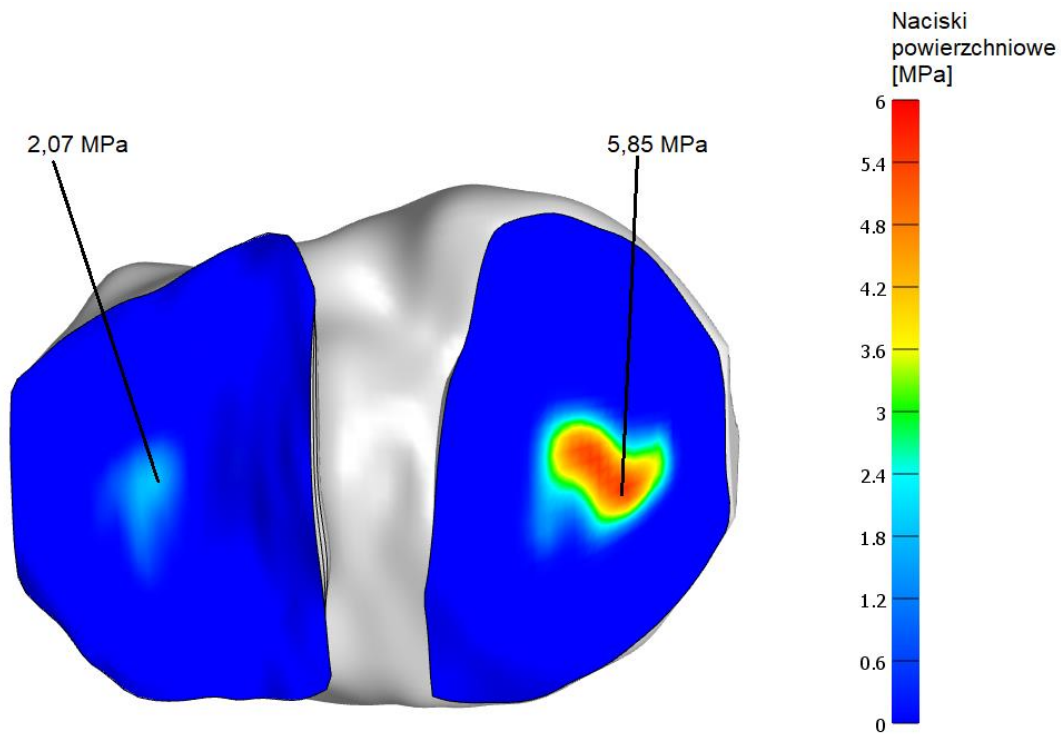
Rys. 7.7. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych piszczeli z ubytkiem 1/3 grubości powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej

Największa wartość nacisków powierzchniowych po stronie bocznej wyniosła 2,41 MPa. Naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej stanowią 115,4% wartości nacisków po stronie bocznej. Należy zauważyć, że maksymalna wartość nacisków powierzchniowych wystąpiła po stronie przyśrodkowej – po tej samej stronie po której odwzorowano ubytek tkanki chrzęstnej powstały w wyniku choroby zwyrodnieniowej. Fakt ten odpowiada danym literaturowym [106, 110, 112, 116].

Zmianę wartości nacisków powierzchniowych na najbardziej obciążonych elementach skończonych w trakcie trwania badania, pokazano na wykresie 7.1.

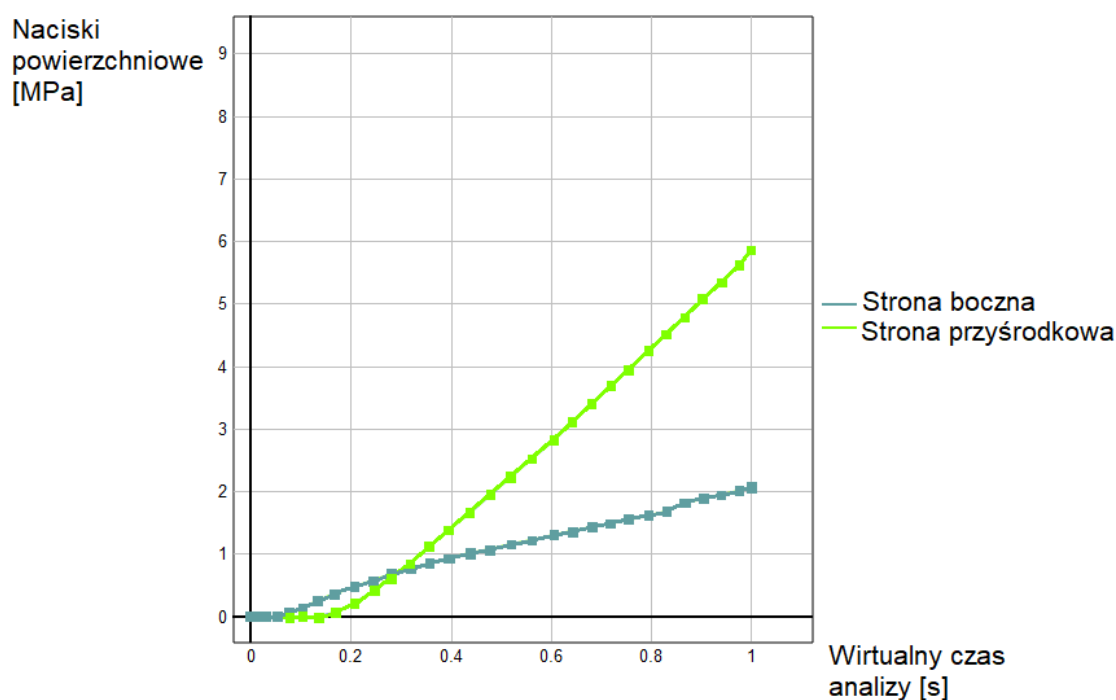


Wykres 7.1. Zmiana wartości nacisków powierzchniowych w trakcie badania



Rys. 7.8. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych piszczeli z ubytkiem 2/3 grubości powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej

W badaniu stawu kolanowego z usuniętymi 2/3 grubości powierzchni stawowych po stronie przyśrodkowej maksymalne naciski powierzchniowe występują po stronie przyśrodkowej i wynoszą 5,85 MPa. Największa wartość nacisków powierzchniowych po stronie bocznej wynosi 2,07 MPa. Naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej stanowią 282,6% wartości nacisków po stronie bocznej. Mapę nacisków powierzchniowych pokazano na rys. 7.8. Otrzymane wyniki korelują do wartości opisywanych przez innych badaczy opisujących naciski powierzchniowe na powierzchniach stawowych [106, 110, 112, 116]. Zmianę wartości nacisków powierzchniowych najbardziej obciążonych elementów po stronie bocznej i przyśrodkowej, w trakcie badania, pokazano na wykresie 7.2.



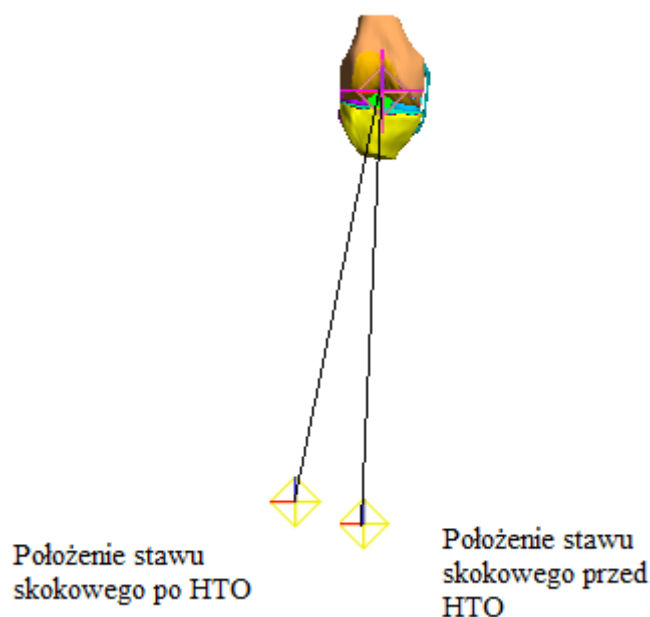
Wykres 7.2. Zmiana wartości nacisków powierzchniowych w trakcie badania

Uzyskane wyniki pozwalają stwierdzić, że wzrost ubytku powierzchni stawowej po jednej stronie powoduje wzrost wartości nacisków powierzchniowych po tej samej stronie, przy jednoczesnym spadku wartości nacisków po stronie przeciwnej. Ubytek zaledwie 1/3 grubości powierzchni stawowej prowadzi do przeniesienia maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych ze strony bocznej na przyśrodkową, która została uszkodzona. Powiększenie degradacji powierzchni stawowej pogłębia ten stan.

8. WPŁYW WYSOKIEJ OSTEOTOMII PISZCZELOWEJ NA NACISKI POWIERZCHNIOWE

8.1. Warunki brzegowe badania

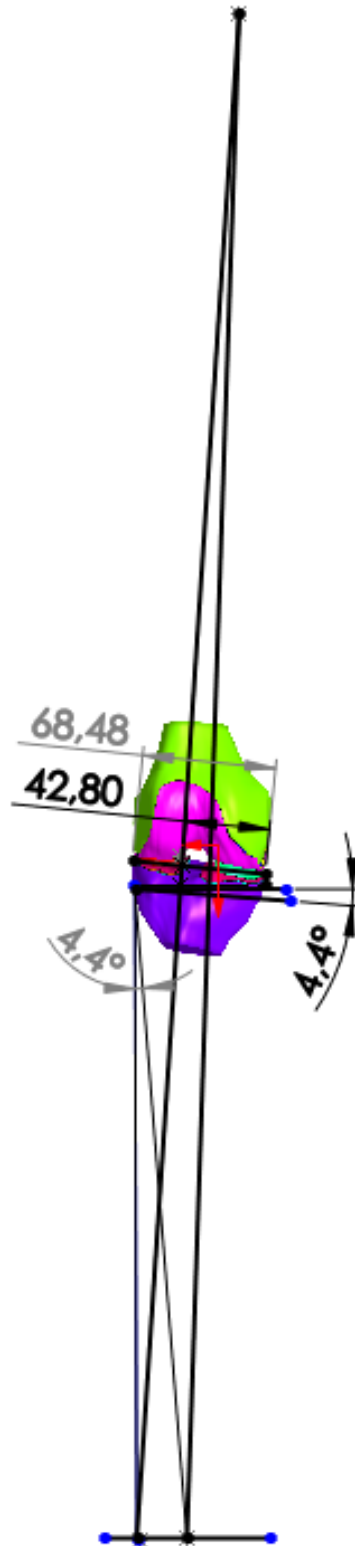
Wysoka osteotomia piszczelowa jest zabiegiem, który prowadzi do przywrócenia fizjologicznego przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej. Jest to osiągnięte dzięki zmianie wzajemnego położenia stawu skokowego względem stawu kolanowego. W badaniach opisanych w niniejszej rozprawie wskazana zmiana położenia zostanie osiągnięta dzięki przeniesieniu środka ciężkości kości piszczelowej.



Rys. 8.1. Przykładowa zmiana położenia stawu skokowego w wyniku przeprowadzenia zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej

W przeprowadzonych analizach MES, kości piszczelowa i udowa, w badaniu całego stawu kolanowego, zamodelowane są jako bryły sztywne. Pozwala to na uzyskanie translacji i rotacji brył względem ich środków ciężkości, co przekłada się na odwzorowanie funkcjonowania i lokalizacji stawu biodrowego i skokowego. Ponadto umożliwia odbieranie stopni swobody względem położenia stawu biodrowego i skokowego. Praktyka modelowania kości jako brył sztywnych jest powszechnie stosowana w badaniach komputerowych tkanek chrzęstnych stawów [100, 102, 103]. Podejście oparte jest na fakcie, że tkanka chrzęstna i inne tkanki miękkie posiadają wielokrotnie niższą sztywność niż tkanka kostna [102, 103, 106]. Ponadto kości przy normalnym funkcjonowaniu odkształcają się w nieznacznym stopniu [100].

Zabieg wysokiej osteotomii piszczelowej odtworzono za pomocą przeniesienia środka ciężkości kości piszczelowej. Zmianę współrzędnych środka ciężkości kości piszczelowej pokazano na rys. 8.1.



Rys. 8.2. Wykreślenie kąta korekcji dla stawu kolanowego z ubytkiem 1/3 grubości powierzchni stawowej

W celu określenia współrzędnych stawu skokowego po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej dokonano wykreślenia kąta korekcji metodą Miniacińskiego. Wyznaczenie wartości kąta korekcji odbyło się na modelu stawu kolanowego z ubytkiem 1/3 grubości powierzchni stawowej z przyłożonym obciążeniem siłą 1000 N. Obraz użyty do wykreślenia kąta korekcji był projekcją

AP w skali 1:1. Położenie stawu skokowego i środka głowy kości udowej odczytano z wyników symulacji dla pozycji ciał sztywnych. Wykreślony kąt korekcji wyniósł $4,4^\circ$. Nowe współrzędne stawu skokowego to $[41,24; 0,0; -357,23]$. Wykreślenie kąta korekcji pokazano na rys. 8.2.

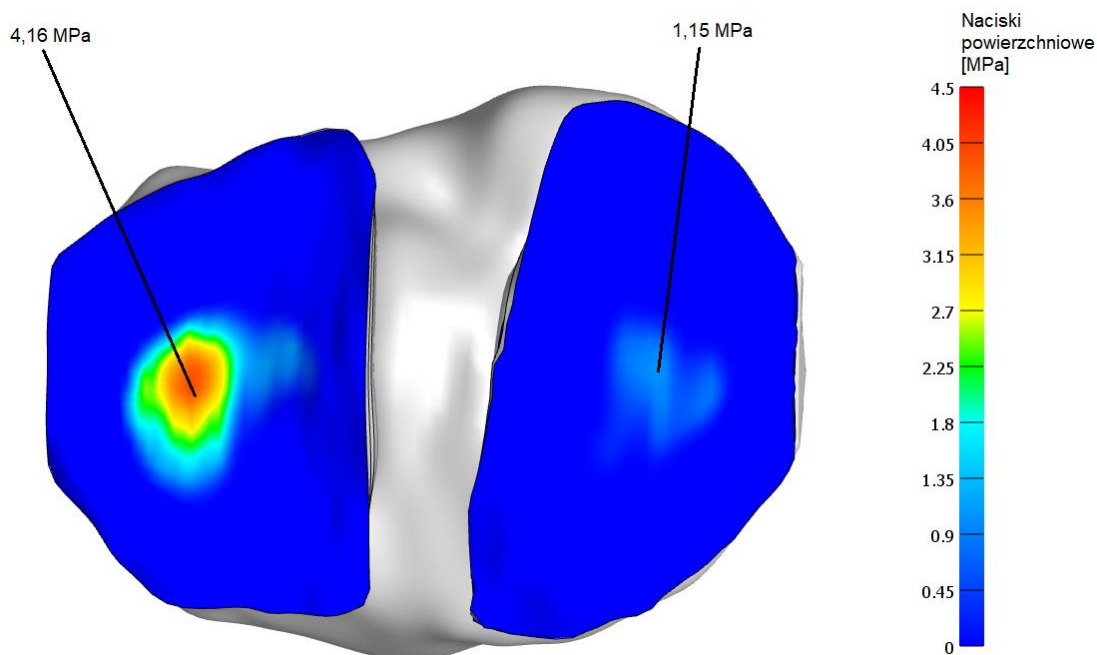
Warunki brzegowe i początkowe pozostały takie same jak w poprzednich badaniach stawu kolanowego. Staw obciążono siłą 1000 N, jak w poprzednich badaniach.

8.2. Analiza numeryczna

Podobnie jak badania zdrowego stawu kolanowego, również badania stawu po zabiegu były prowadzone za pomocą oprogramowania FEBio. Badania były analizą statyczną nieliniową. Obciążenie było przykładane iteracyjnie, a całość obliczeń została początkowo podzielona na 20 kroków czasowych, z zachowaniem możliwości zwiększenia liczby kroków w wyniku ich zagęszczenia w trakcie obliczeń. Inicjalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,05, podobnie jak maksymalna. Minimalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,001. Obliczenia zakończyły się po 38 krokach czasowych. W 38 kroku obciążenie osiągnęło wartość 1000 N.

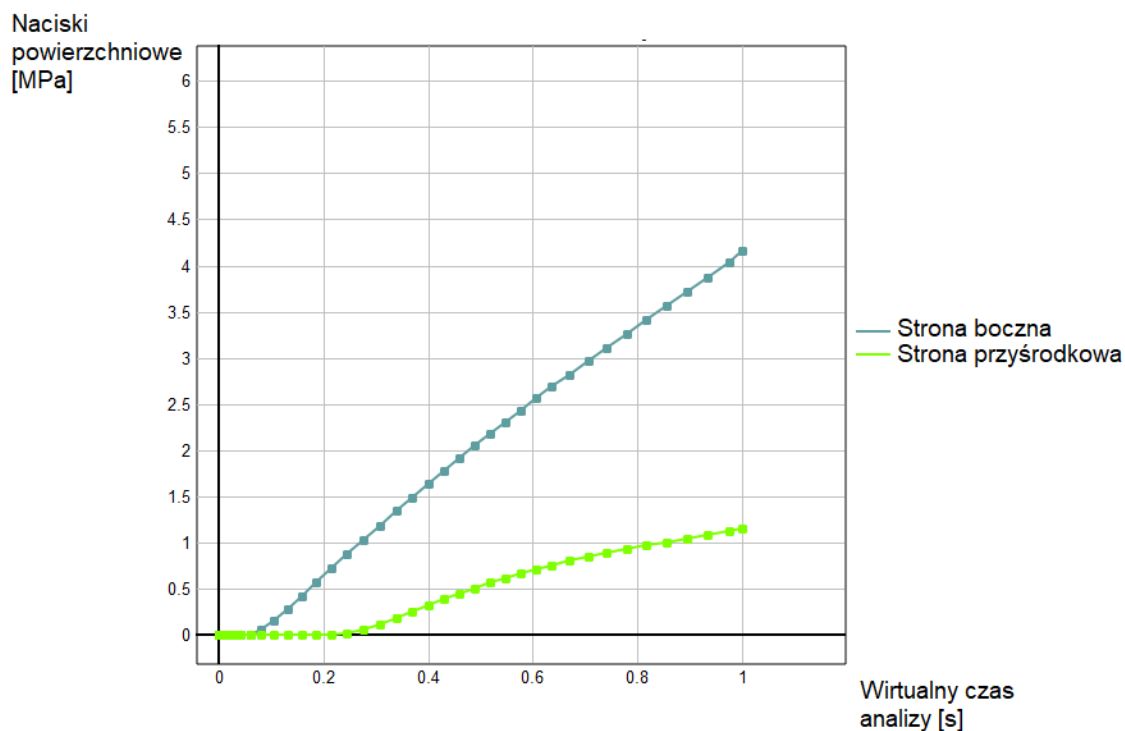
8.3. Wyniki i wnioski

W badaniu stawu kolanowego z degradacją $1/3$ grubości powierzchni stawowych i po przeprowadzeniu zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej, uzyskano wartości nacisków powierzchniowych pokazane na rys. 8.3. Maksymalna wartość nacisków powierzchniowych wystąpiła po stronie bocznej i wyniosła 4,16 MPa. Największa wartość nacisków powierzchniowych po stronie przyśrodkowej wyniosła 1,15 MPa. Naciski powierzchniowe po stronie przyśrodkowej stanowią 27,6% wartości nacisków powierzchniowych po stronie bocznej.



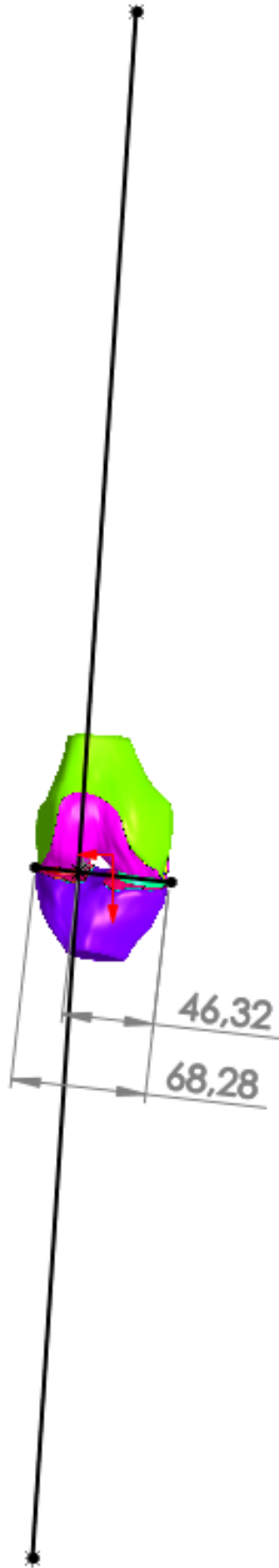
Rys. 8.3. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych piszczeli z ubytkiem $1/3$ grubości powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej, po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej

Maksymalna wartość nacisków powierzchniowych wystąpiła po stronie bocznej, zgodnie z lokalizacją maksymalnej wartości nacisków w zdrowym stawie kolanowym, lecz znacząco odbiega od wartości nacisków powierzchniowych w zdrowym stawie kolanowym. Na wykresie 8.1. pokazano zmianę wartości nacisków powierzchniowych najbardziej obciążonych elementów po stronie bocznej i przyśrodkowej, w czasie analizy.



Wykres 8.1. Zmiana wartości nacisków po stronie bocznej i przyśrodkowej

Przeprowadzono weryfikację przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej w stawie po zabiegu, pokazaną na rys. 8.4. Obraz wykorzystany do wykreślenia osi był obrazem w skali 1:1, w projekcji AP. Współrzędne odczytano z wyników symulacji dla pozycji ciał sztywnych. Oś mechaniczna przebiega w punkcie położonym 46,32 mm od strony przyśrodkowej, przy szerokości plateau równej 68,28 mm. 46,32 mm stanowi 67,84% szerokości plateau.



Rys. 8.4. Weryfikacja przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej po zabiegu

Uzyskane wyniki prowadzą do następujących wniosków:

- wysoka osteotomia piszczelowa nie przywraca fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych;
- zgodne z praktyką kliniczną wykreślenie osi mechanicznej kończyny dolnej nie doprowadza do jej przebiegu przez punkt Fujisawa'y po zabiegu;
- dokładność metod geometrycznego wykreślenia osi mechanicznej i kąta korekcji cechuje się wysoką zależnością od jakości obrazu w projekcji AP i wysoką czułością na przemieszczenia punktów odniesienia.

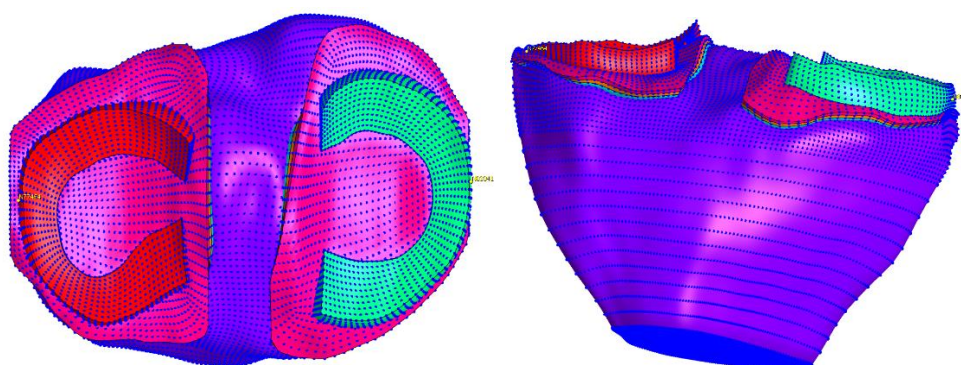
Wyniki i wnioski potwierdzają hipotezę postawioną w rozdziale 3.1.2 Hipoteza II o następującej treści: Osteotomia piszczelowa, przy klasycznie wyznaczanym kącie korekcji, nie przywraca zbliżonego do fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego.

Otrzymane wyniki podnoszą zasadność prowadzenia badań nad celem użytecznym, którego spełnienie ma doprowadzić do otrzymania metody wyznaczania kąta korekcji gwarantującego przywrócenie fizjologicznych wartości i rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych.

9. WPŁYW WYSOKIEJ OSTEOTOMII PISZCZELOWEJ NA EKSTRUZJĘ ŁĄKOTEK

9.1. Warunki brzegowe badania

Przemieszczenie łąkotec będzie badane jako zmiana położenia najbardziej zlokalizowanego węzła względem środka układu współrzędnych w kierunku osi X (węzły N77464 i N83341). Węzły zlokalizowane w modelu pokazano na rysunku 9.1. Lokalizacja węzła zostanie opisana dla zdrowego stawu kolanowego, stawu z ubytkiem 1/3 grubości chrząstki stawowej oraz stawu po osteotomii. Określenie wpływu wysokiej osteotomii piszczelowej na położenie łąkotec odbędzie się również poprzez weryfikację wartości ekstruzji na obrazach w projekcji AP.



Rys. 9.1. Najbardziej oddalone węzły łąkotec w rzucie od góry i AP

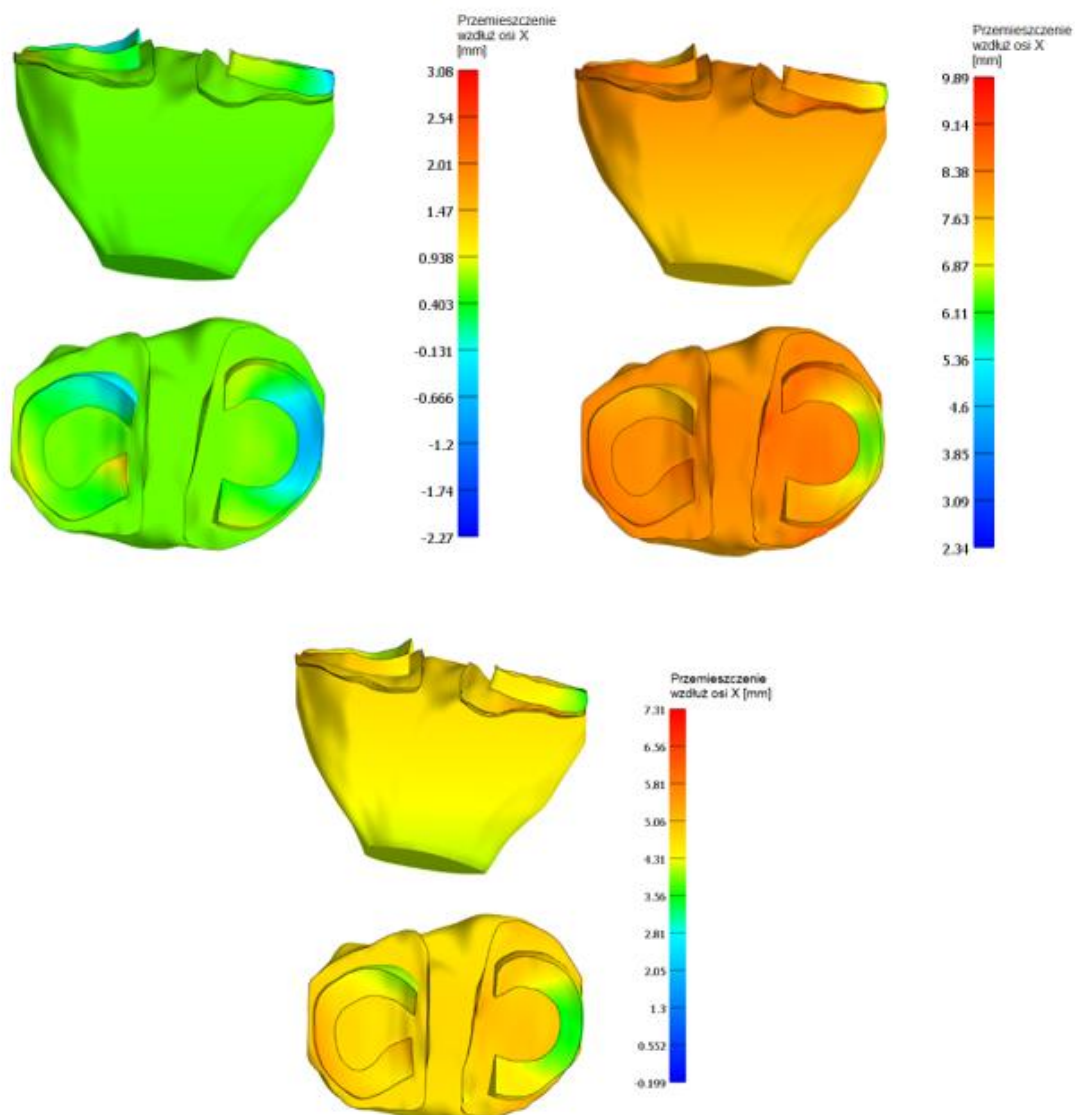
Określenie warunków funkcjonowania łąkotec odbyło się w oparciu o analizy numeryczne stawu zdrowego, stawu z ubytkiem 1/3 grubości powierzchni stawowych oraz stawu po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. Warunki brzegowe dla stawu zdrowego opisano w rozdziale 4.4. Warunki początkowe i brzegowe. Wszystkie wprowadzone zmiany w warunkach brzegowych dla stawu o grubości powierzchni stawowej zredukowanej o 1/3 opisano w rozdziale 7.1. Warunki brzegowe badania, natomiast dla stawu po osteotomii w rozdziale 8.1. Warunki brzegowe badania. W każdym przypadku staw kolanowy obciążony był siłą 1000 N działającą wzdłuż osi Z.

9.2. Analiza numeryczna

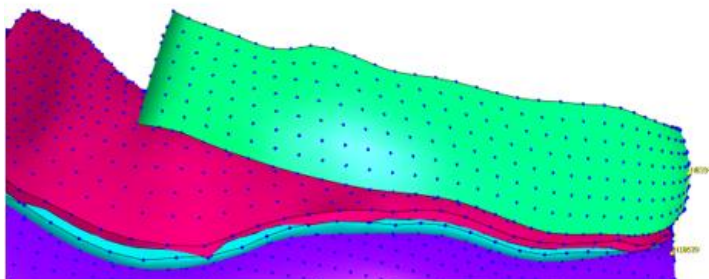
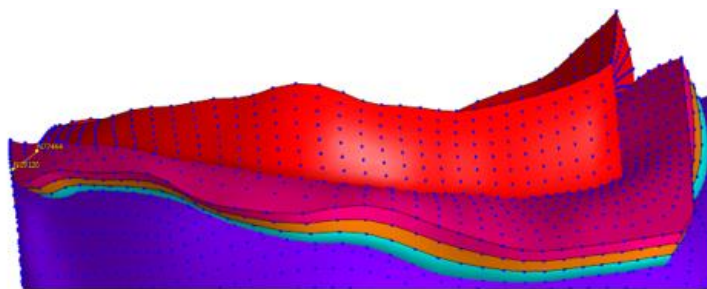
Wszystkie trzy badania były analizą statyczną nieliniową. Obciążenie było przykładane iteracyjnie, a całość obliczeń została początkowo podzielona na 20 kroków czasowych. Inicjalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,05, podobnie jak maksymalna. Minimalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,001. Dla zdrowego stawu kolanowego obliczenia zakończyły się po 26 krokach czasowych. W 26 kroku obciążenie osiągnęło wartość 1000 N. Dla stawu z ubytkiem 1/3 grubości początkowej zakończyły się po 29 krokach czasowych, a obciążenie osiągnęło 1000 N w 29 kroku czasowym. Obliczenia stawu kolanowego po osteotomii zakończyły się po 38 krokach. W 38 kroku czasowym obciążenie osiągnęło wartość 1000 N.

9.3. Wyniki i wnioski

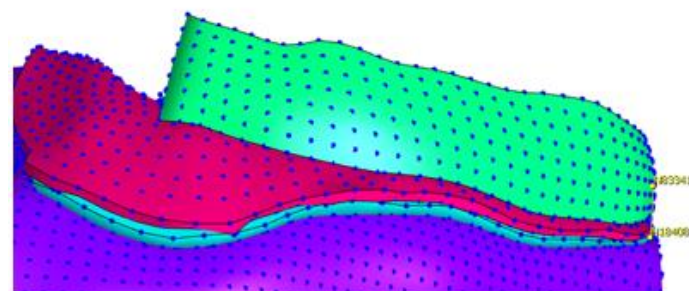
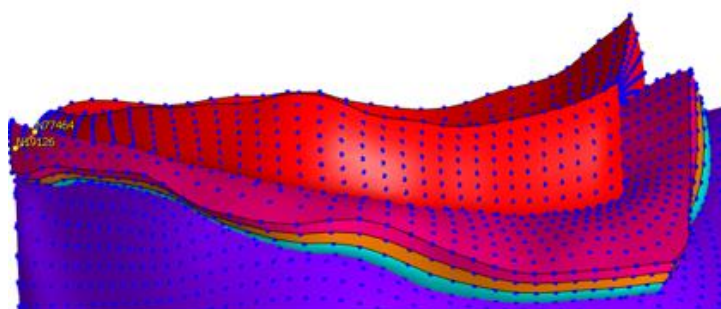
Na rys. 9.2. pokazano mapy przemieszczeń łąkotec względem globalnego układu współrzędnych dla wszystkich trzech stanów stawu kolanowego – zdrowego, zmienionego chorobowo oraz po zabiegu HTO.



Rys. 9.2. Przemieszczenia łąkotec wzdłuż osi X. U góry po lewej – zdrowy staw kolanowy, u góry po prawej – staw z OA, na dole – staw po osteotomii. Dla każdego stawu, u góry widok w płaszczyźnie czołowej, na dole w płaszczyźnie poprzecznej



Rys. 9.3. Pomiar ekstruzji łąkrotek w stawie zmienionym chorobowo. Łąkotka boczna u góry, łąkotka przyśrodkowa na dole

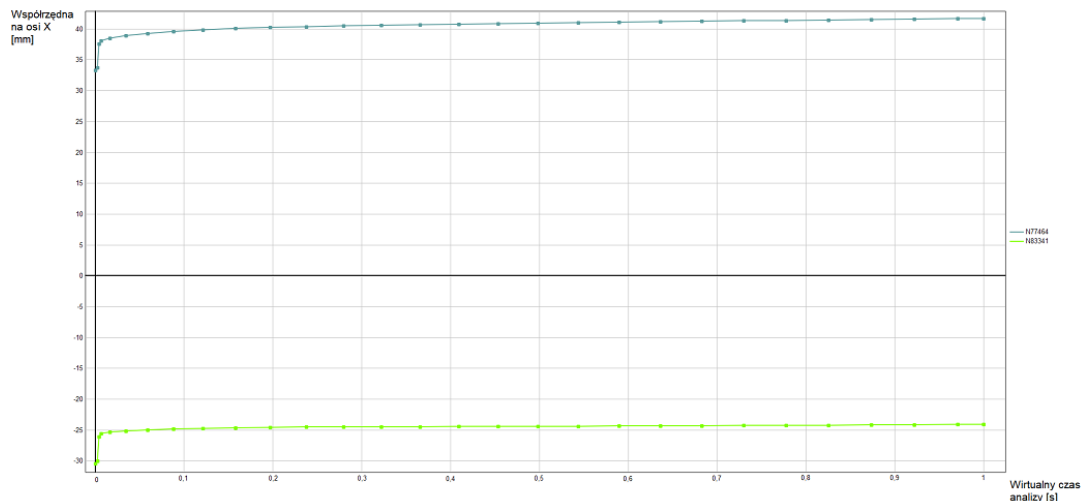


Rys. 9.4. Pomiar ekstruzji łąkrotek w stawie po zabiegu. Łąkotka boczna u góry, łąkotka przyśrodkowa na dole

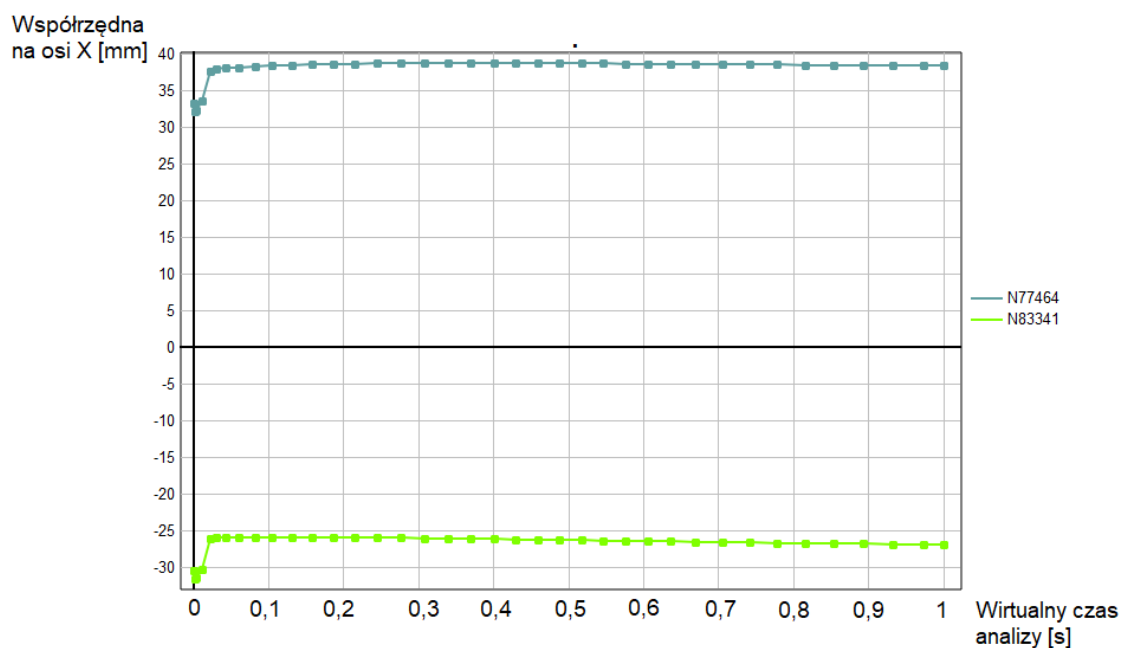
Sprawdzono wartość ekstruzji w ujęciu klinicznym. Pomiar ekstruzji obu łąkrotek w stawie zdrowym pokazano na rys. 5.3. Nie zaobserwowano ekstruzji łąkotki bocznej. Odległość między najdalej wysuniętym węzłem łąkotki, a krawędzią plateau piszczeli w projekcji AP wynosiła 1,24 mm. Po stronie przyśrodkowej widoczne jest wysunięcie łąkotki poza kość piszczelową. Ekstruzja łąkotki wyniosła 0,45 mm.

Pomiar ekstruzji w stawie z OA pokazano na rys. 9.3. W stawie zmienionym chorobowo nie zaobserwowano ekstruzji łąkotki bocznej. Odległość od najdalej wysuniętego węzła łąkotki do krawędzi plateau piszczeli w projekcji AP wyniosła 0,98 mm. Pomiar ekstruzji łąkotki przyśrodkowej wskazał wartość ekstruzji równą 0,79 mm.

W stawie po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej nie odnotowano ekstruzji łąkotki bocznej. Odległość między najdalej wysuniętym węzłem łąkotki, a krawędzią plateau wyniosła 0,66 mm. Pomiar w obrębie łąkotki przyśrodkowej wykazał ekstruzję wynoszącą 0,42 mm. Zobrazowanie pomiarów pokazano na rys. 9.4.



Wykres 9.1. Zmiana położenia węzłów N77464 i N83341 w stawie zmienionych chorobowo



Wykres 9.2. Zmiana położenia węzłów N77464 i N83341 w stawie po zabiegu

Pomiary wykonywano dla węzła 77464, który był najdalej wysuniętym węzłem łąkotki bocznej oraz węzła 83341, który był najbardziej wysuniętym węzłem łąkotki przyśrodkowej. Wskazane węzły stanowiły punkty odniesienia do pomiarów odległości łąkotek do krawędzi plateau piszczeli.

Zmianę położenia, wzdłuż osi X, wspomnianych węzłów w czasie każdej z symulacji pokazano na wykresach 5.2, 9.1 i 9.2. Pozycja początkowa najdalej wysuniętych węzłów łąkotek względem początkowa układu współrzędnych wzdłuż osi X wynosiła 33,26 mm dla łąkotki bocznej

i -30,48 mm dla łąkotki przyśrodkowej w zdrowym stawie kolanowym. Po przyłożeniu obciążenia w postaci siły 1000 N, węzły zmieniły nieznacznie swoje położenie. Współrzędna osi X węzła łąkotki bocznej wyniosła 33,95 mm, a węzła łąkotki przyśrodkowej -31,22 mm. W stawie zmienionym chorobowo, najdalej wysunięty węzeł łąkotki bocznej miał początkową współrzędną wzdłuż osi X równą 33,26 mm, a po przyłożeniu siły 1000 N 41,66 mm. Najdalej wysunięty węzeł łąkotki przyśrodkowej początkowo miał współrzędną wzdłuż osi X równą -30,48 mm, a pod koniec symulacji -24,14 mm. W stawie po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej, węzeł łąkotki bocznej początkowo miał współrzędną wzdłuż osi X równą 33,26 mm, a po przyłożeniu obciążenia 38,33 mm. Węzeł łąkotki przyśrodkowej początkowo miał współrzędną wynoszącą -30,48 mm, a pod koniec symulacji -27,002 mm.

W żadnym przypadku nie odnotowano ekstruzji łąkotki po stronie bocznej. Wartość odległości między łąkotką, a krawędzią plateau przyjmowała kolejno wartości: 1,24 mm (staw zdrowy), 0,98 mm (staw z OA) i 0,66 mm (staw po HTO). Wskazuje to na przemieszczanie się łąkotki względem krawędzi kości piszczelowej. Już w stawie zdrowym łąkotka przyśrodkowa znajdowała się częściowo poza plateau piszczeli. Najdalej wysunięty węzeł znajdował się w odległości 0,45 mm od krawędzi. Uszkodzenie powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej doprowadziło do zwiększenia ekstruzji do wartości 0,79 mm, a odwzorowanie zabiegu doprowadziło zmniejszenia ekstruzji do poziomu 0,42 mm. Żadna z odnotowanych wartości ekstruzji nie była znacząca klinicznie. Pokazane wyniki pozwalają sformułować następujące wnioski:

- ekstruzja łąkotki bocznej występuje nawet w zdrowym stawie kolanowym;
- uszkodzenie powierzchni stawowej po jednej ze stron prowadzi do zwiększenia ekstruzji po tej samej stronie, co uszkodzenie powierzchni;
- uszkodzenie powierzchni stawowej po jednej ze stron prowadzi do przesunięcia przeciwległej łąkotki na zewnątrz, ale nie doprowadza do jej ekstruzji;
- zabieg wysokiej osteotomii piszczelowej zmniejsza ekstruzję łąkotki po stronie z uszkodzoną powierzchnią stawową;
- zabieg wysokiej osteotomii piszczelowej przesuwa łąkotkę po zdrowej stronie stawu kolanowego na zewnątrz, ale nie doprowadza do jej ekstruzji.

W oparciu o wyżej przedstawione wyniki i wnioski należy stwierdzić, że hipoteza postawiona w rozdziale 3.1.3. Hipoteza III, o treści: Mimo, że zabieg korekcji osi mechanicznej kończyny dolnej zmienia położenie łąkotek w stawie kolanowym, to nie doprowadza on do przemieszczenia ich w miejsce anatomiczne, jest słuszna, gdyż obie łąkotki przemieściły się w stawie z odwzorowanym zabiegiem, lecz żadna z obu łąkotek nie znalazła się w położeniu anatomicznym, a odległości od krawędzi plateau nie przyjęły wartości początkowych. Ze względu na brak wystąpienia w badaniu istotnych klinicznie wartości ekstruzji łąkotek otrzymane wyniki i sformułowane wnioski mają wyłącznie wartość poznawczą.

10. BADANIA NACISKÓW POWIERZCHNIOWYCH

10.1. Opis badań

Eksperyment został przeprowadzony na pięciu sztukach stawów. Stawy były pozyskane z masarni, a badania odbyły się w dniu uboju, by zminimalizować wpływ utraty właściwości mechanicznych tkanek. Ponadto stawy były dostarczone wraz z torebkami stawowymi w celu zachowania wspomnianych właściwości. Przed wykonaniem badań każdy staw został spreparowany. Dokonana została resekcja torebki stawowej, łąkotek oraz więzadeł. Przedmiotem badań były jedynie powierzchnie stawowe.

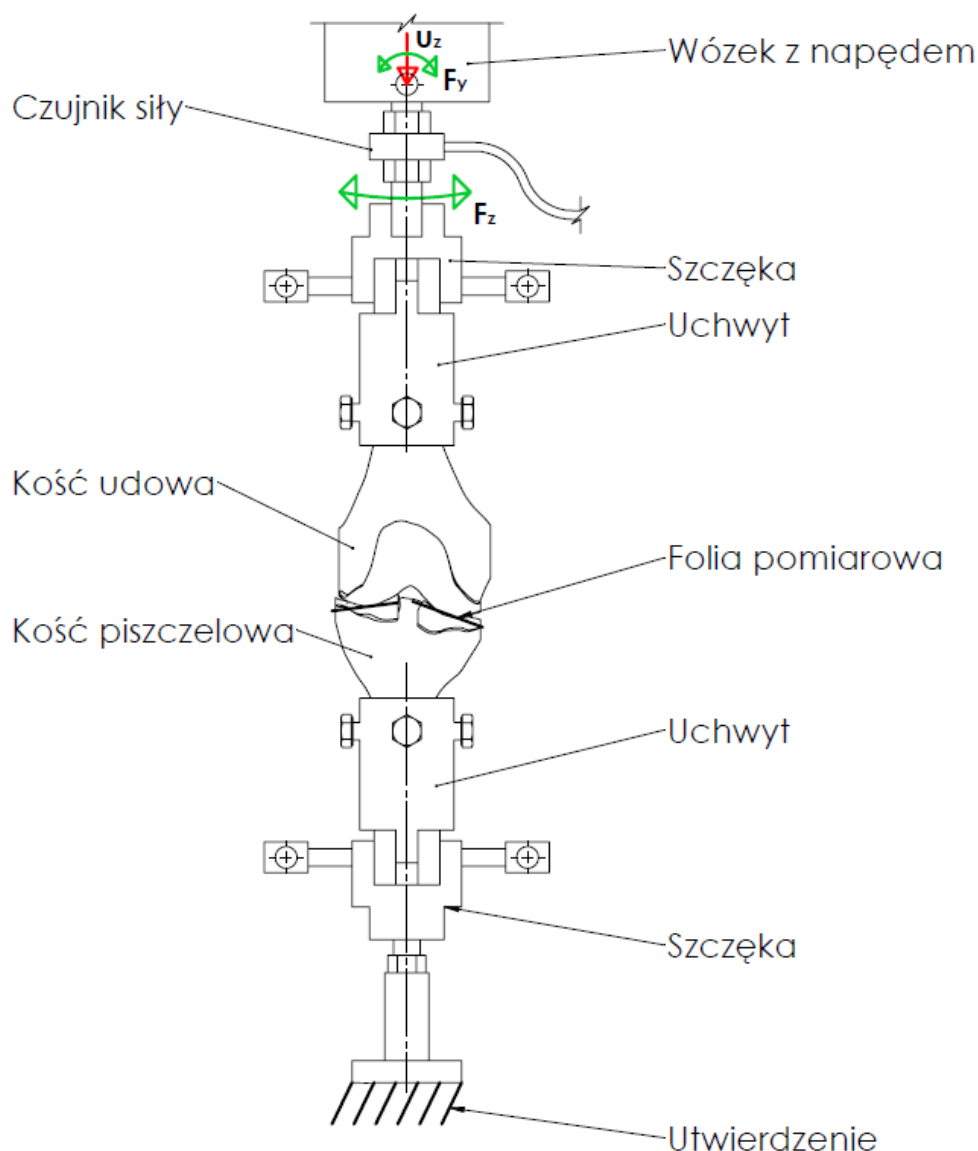
Każdy staw został przebadany w trzech stanach. Najpierw wykonano pomiar dla zdrowych powierzchni stawowych. Kolejno powierzchnie stawowe były uszkodzane po jednej ze stron, a pomiar wykonywano ponownie. Następnie zmieniano położenie kości piszczelowej w uchwycie w celu odtworzenia zabiegu HTO. Ostatni pomiar wykonano dla stawu z uszkodzoną powierzchnią stawową i wprowadzoną korekcją.

Eksperyment wykonano na maszynie dedykowanej do ściskania i rozciągania tkanek, która jest elementem wyposażenia laboratorium im. B. Niemkiewicza. Laboratorium znajduje się pod opieką Zakładu Konstrukcji Maszyn i Inżynierii Medycznej, będącego częścią Instytut Mechaniki i Konstrukcji Maszyn Wydziału Inżynierii Mechanicznej i Okrętownictwa Politechniki Gdańskiej. Maszynę pokazano na rysunku 10.1.



Rys. 10.1. Maszyna do ściskania i rozciągania tkanek [181]

Urządzenie posiada napęd liniowy zrealizowany za pomocą śruby kulowej. Wózek osadzony jest na łożyskach liniowych. Mechanizm napędzany jest silnikiem krokowym. Urządzenie posiada dwie szczęki, w których mocowane są próbki w trakcie badań. Pomiędzy wózkiem, a górną szczęką zamocowany jest czujnik siły, który pozwala na ciągły pomiar siły w obu kierunkach. Z boku urządzenia zlokalizowany jest wyświetlacz pokazujący wynik pomiaru siły [181]. Na potrzeby badania stawów, do układu dodano tuleje osadzone w szczękach. Schemat maszyny wraz ze stopniami swobody i obciążeniem pokazano na rysunku 10.2.

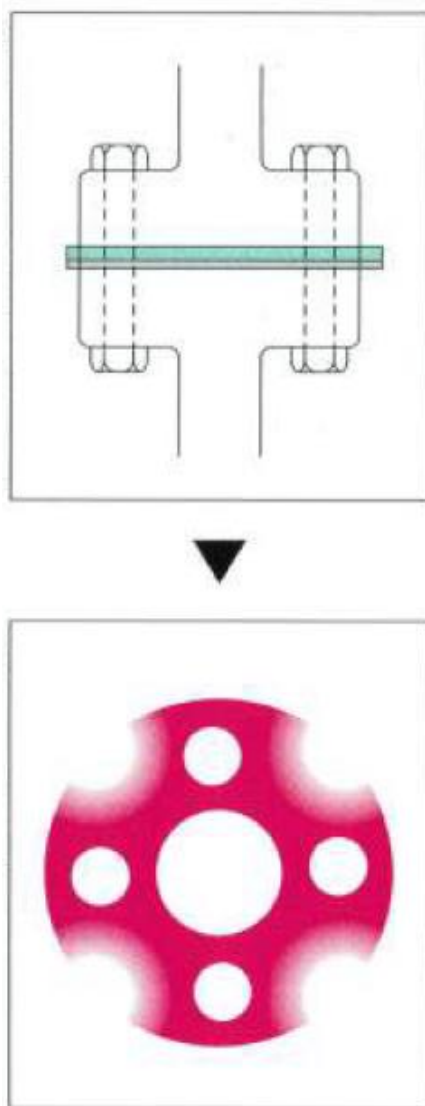


Rys. 10.2. Schemat maszyny z zamocowanym stawem kolanowym. (U_z - możliwość translacji względem osi Z, F_y - możliwość obrotu względem osi y, F_z -możliwość obrotu względem osi z)

W celu ustalenia obciążenia potrzebnego do wywołania odbarwienia folii pomiarowych wykonano próby poprzedzające badania. Początkowo staw obciążono siłą 1000 N lecz nie wywołało to odbarwienia materiału Prescale. Zwiększono obciążenie do 1500 N. Otrzymane odbarwienie folii było nieznaczne. Zwiększenie obciążenia do wartości 2000 N pozwoliło uzyskać folie z widocznym odbarwieniem.

W trakcie badań stawy były obciążane siłą pionową o wartości 2000 N. Pozostawiono możliwość obrotu względem osi y i z, by umożliwić wzajemne dopasowanie powierzchni stawowych.

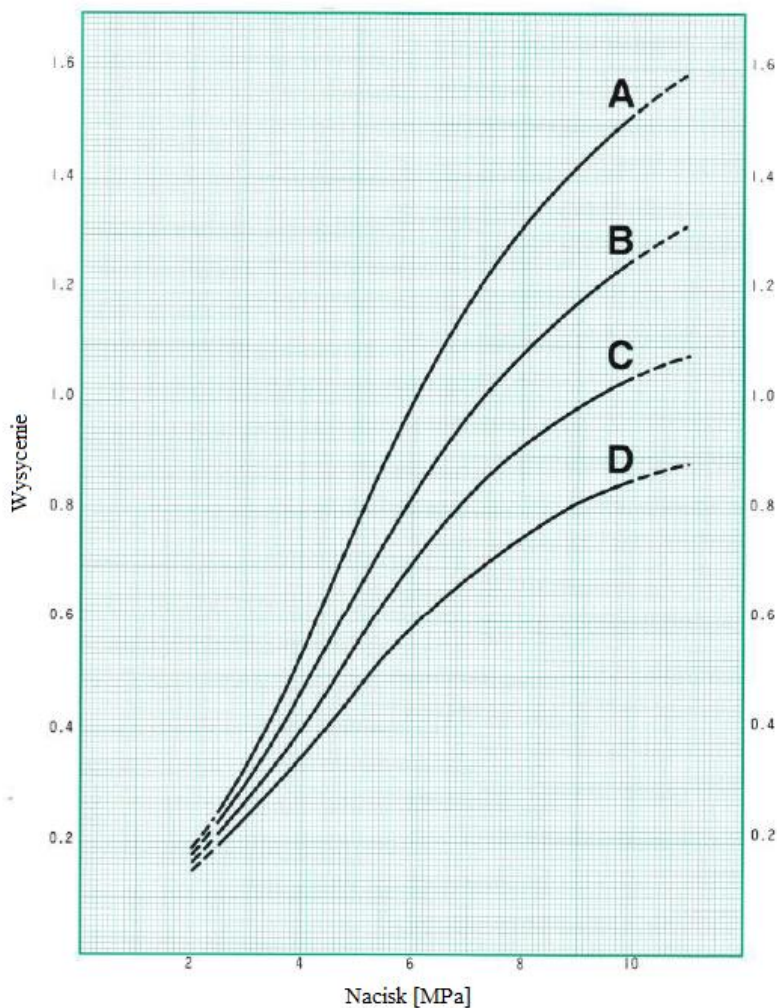
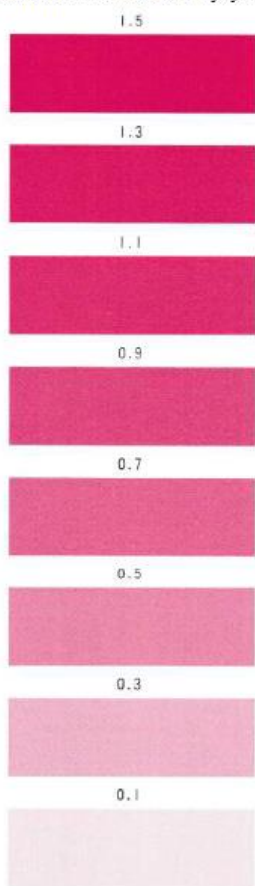
Pomiar wykonywano za pomocą folii służącej do pomiaru wartości i rozkładu nacisków – Fujifilm Prescale LW o zakresie pomiaru 2,5 do 10 MPa. Folię należy umieścić pomiędzy powierzchniami, na których spodziewany jest kontakt. Po przyłożeniu siły dochodzi do odbarwienia folii w spektrum czerwieni. Wysycenie arkusza odpowiada wartości nacisku powierzchniowego. Producent deklaruje dokładność pomiaru na poziomie 10%. Przykład użycia filmu Fujifilm Prescale pokazano na rysunku 10.3.



Rys. 10.3. Przykład pomiaru nacisku [182]

Zależność wysycenia kolorem jest nieliniowa i została opisana przez producenta folii poniższym wykresem, zawartym na rysunku 10.4. W zależności od temperatury i wilgotności otoczenia, należy stosować inną krzywą. Dla badań stawu odpowiednią krzywą był wykres B.

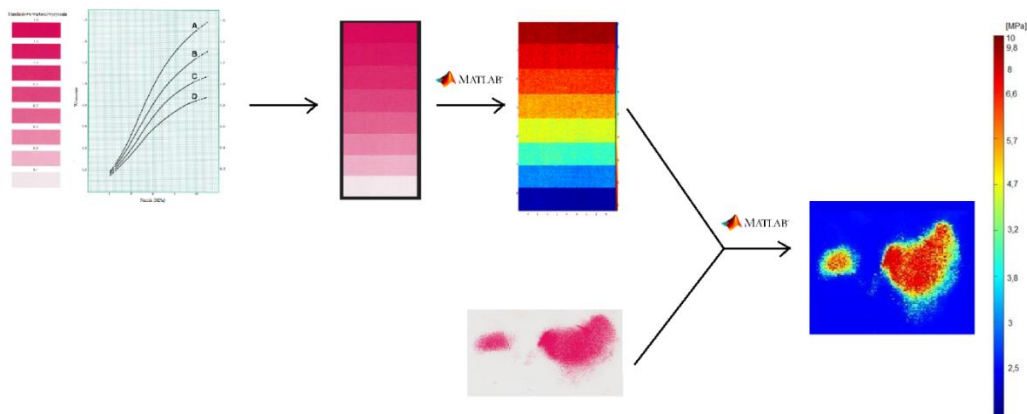
Standardowe wartości wysycenia



Rys. 10.4. Wyciąg z karty katalogowej Fujifilm Prescale [182]

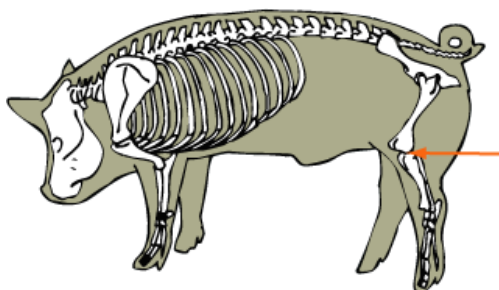
Powyższy wykres pozwala przeliczyć wartość wysycenia folii na wartość nacisku powierzchniowego np. zgodnie z krzywą B wysycenie 1,1 odpowiada naciskowi o wartości 8,2 MPa.

Uzyskane pola odkształceń były zeskanowane w rozdzielczości 600 dpi i przetworzone w oprogramowaniu Matlab. Kolejnym odcieniom ze skali wysycenia, pokazanej na rys. 10.4, przypisano wartości nacisku wyrażone w MPa. Następnie pikselom przypisano wartości od 1 do 256. Każdy piksel ze skanu pól odkształceń został określony wartością liczbową przypisaną do barwy, od 1 do 256. Pozwoliło to na połączenie wysycenia piksela z pola odkształcenia z konkretną wartością nacisku powierzchniowego. Ponadto pola odkształceń zostały przedstawione w skali wielobarwnej. Schemat poniższego działania pokazano na rysunku 10.5.



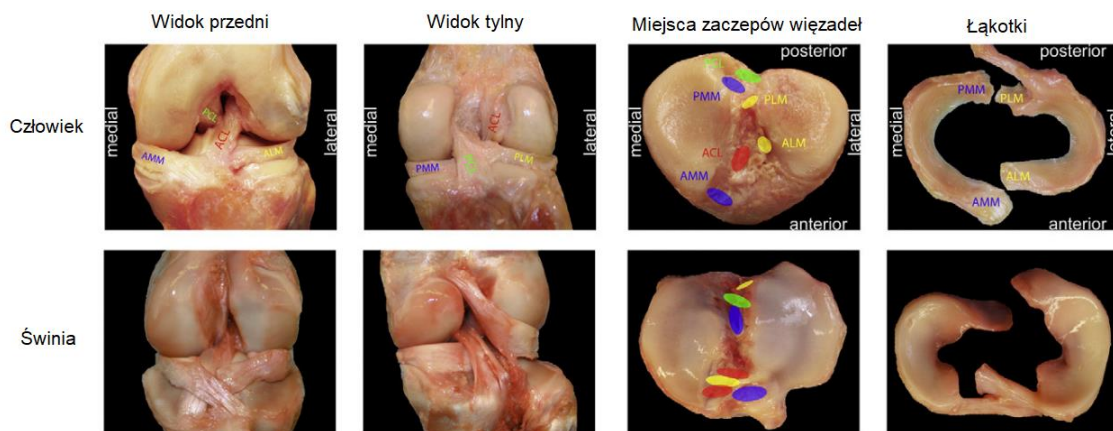
Rys. 10.5. Schemat przetwarzania pomiarów [182]

W literaturze istnieje porównanie stawu kolanowego ludzkiego oraz świńskiego [183, 184, 185]. Świński staw kolanowy zlokalizowany jest w kończynie tylnej. Ukazano go na rysunku 10.6.



Rys. 10.6. Świński staw kolanowy [186]

Autorzy wspomnianych publikacji, wskazują na znaczące podobieństwa między stawem ludzkim i świńskim. Oba stawy zawierają łątki, rzepekę, więzadła krzyżowe i boczne. Należy zaznaczyć, że średnia grubość powierzchni stawowej świni jest o 0,66 mm grubsza niż u człowieka [184]. Ponadto jedynie ludzi staw kolanowy umożliwia pełny wyprost [185]. Porównanie stawów przedstawiono na rysunku 10.7.



Rys. 10.7. Porównanie klucowych cech stawu ludzkiego i świńskiego. Medial- przyśrodkowy, lateral – boczny, posterior – tylny, anterior – przedni, AMM – róg przedni łątki przyśrodkowej, ALM – róg przedni łątki bocznej, ACL- więzadło krzyżowe przednie, PCL- więzadło krzyżowe tylne, PMM – róg tylny łątki przyśrodkowej, PLM – róg tylny łątki bocznej [185]

Wykonane porównanie i przegląd literatury pozwala stwierdzić, że staw świński jest reprezentatywnym modelem dla stawu ludzkiego i przeprowadzone na nim pomiary będą miarodajne. Ponadto staw świński jest bardziej dostępnym materiałem do badań, niż staw ludzki.



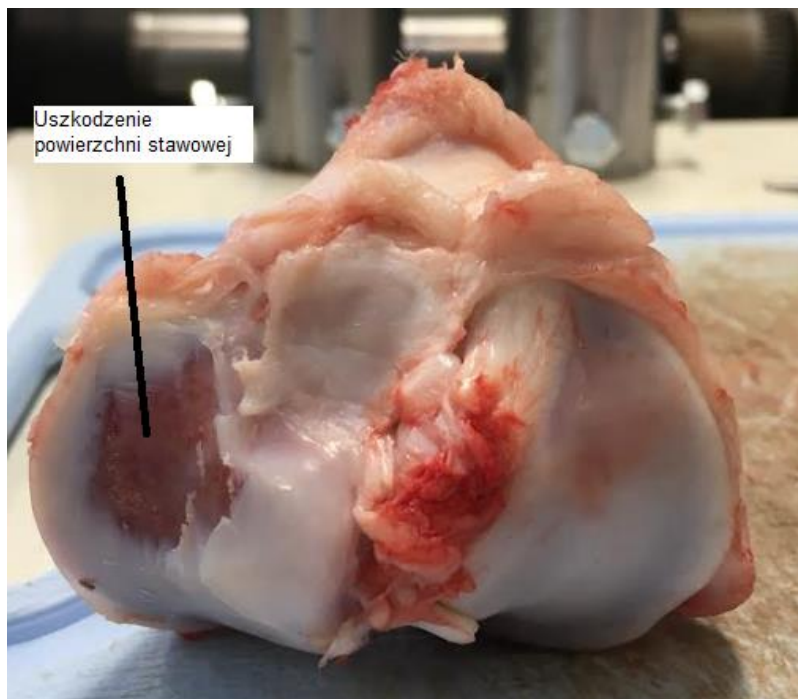
Rys. 10.8. Przygotowanie stawu do badania

Przygotowanie stawu do badania obejmowało, usunięcie torebki stawowej, usunięcie rzepek, usunięcie więzadeł i zamocowanie stawu w uchwycie. Proces pokazano na rys 10.8. Następnie staw był mocowany w maszynie służącej do badania rozciągania lub ściskania jednoosiowego. Kolejno pomiędzy powierzchniami stawowymi umieszczane były folie służące do pomiaru wartości i rozkładu nacisków powierzchniowych. Staw zamocowany w maszynie pokazano na rysunku 10.9.



Rys. 10.9. Staw kolanowy zamocowany w stanowisku badawczym

W układzie odebrano większość stopni swobody. Pozostawione pozwalały na rotację względem osi Z, rotację względem osi Y oraz translację względem osi Z. Pozostawione stopnie swobody pozwalały na wzajemne ułożenie się powierzchni stawowych. Obciążeniem układu była siła działająca pionowo w dół, wzdłuż osi Z, o wartości 2000 N.

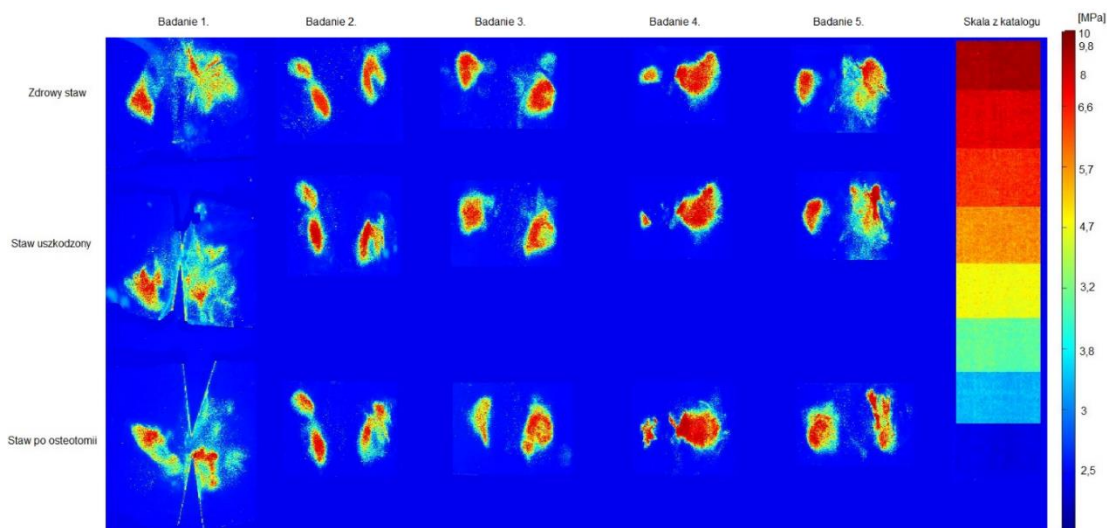


Rys. 10.10. Kość piszczelowa z uszkodzoną powierzchnią stawową

Po wykonaniu badania na zdrowym stawie kolanowym, staw był zdejmowany z maszyny. Dokonano uszkodzenia powierzchni stawowej po jednej ze stron. Uszkodzenie powierzchni stawowej polegało na odjęciu tkanki chrzęstnej. Przykładowe uszkodzenie powierzchni stawowej pokazano na rysunku 10.10. Pomiar nacisków był wykonywany dla uszkodzonego stawu kolanowego. Kolejnym krokiem było wprowadzenie korekcji, poprzez obrócenie kości piszczelowej w uchwycie i ponowna weryfikacja rozkładu i wartości nacisków. Celem badania było sprawdzenie zmian lokalizacji maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych, a przez to zwalidowanie wyników otrzymanych w symulacjach komputerowych.

10.2. Wyniki

Wartości i rozkład nacisków powierzchniowych mierzono z wykorzystaniem folii do pomiaru nacisków Fujifilm Prescale. Otrzymane rozkłady nacisków zostały zdigitalizowane poprzez zeskanowanie ich z rozdzielczością 600 DPI. Pliki graficzne zostały następnie przetworzone w oprogramowaniu Matlab, w którym do każdego piksela przypisano wartość od 1 do 256 w zależności od parametrów palety RGB. Podobna operacja została przeprowadzona dla skali wysycenia czerwieni udostępnionej producenta filmu pomiarowego. Zestawienie obu wartości oraz przeliczenie wyników na wartość nacisków pozwoliło przypisać każdemu pikselowi wartość nacisków wyrażoną w MPa. Rozkłady nacisków pokazano w wielokolorowej skali. Procedura przetwarzania wyników została ukazana na rys. 10.5.



Rys. 10.11. Wyniki pomiarów i rozkłady nacisków powierzchniowych

Rozkłady nacisków dla wszystkich piętnastu pomiarów stawów pokazano na rysunku 10.11. Pierwsza próba była prowadzona na stawie prawym. W pierwszej próbie maksymalne naciski powierzchniowe zlokalizowane były po stronie bocznej. Po uszkodzeniu stawu po tej samej stronie wartość nacisków po stronie bocznej wzrosła, a po stronie przyśrodkowej zmalała. Po wprowadzeniu korekcji wartość nacisków po stronie bocznej zmalała, a po stronie przyśrodkowej wzrosła. Ostre linie w obrazie rozkładów powstały w wyniku nacięcia folii pomiarowej przed wykonaniem pomiaru. Drugi staw kolanowy był stawem z prawej kończyny. W stanie zdrowym, wykazał maksymalne wartości nacisków powierzchniowych po stronie bocznej. Po uszkodzeniu strony przyśrodkowej doszło do wzrostu wartości nacisków po stronie przyśrodkowej i spadku po stronie bocznej. Odwzorowanie zabiegu przeniosło maksymalne wartości nacisków powierzchniowych na stronę boczną. Próba trzecia była prowadzona na stawie prawym. W zdrowym stawie kolanowym maksymalne naciski powierzchniowe odnotowano po stronie bocznej. Po uszkodzeniu powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej doszło do zmniejszenia wartości nacisków po stronie bocznej i wzrostu oraz koncentracji po stronie przyśrodkowej. Odwzorowanie zabiegu nie doprowadziło do przeniesienia maksymalnych wartości nacisków na stronę boczną. W badaniu czwartym staw był stawem lewym. Zdrowy staw kolanowy wykazał maksymalne naciski powierzchniowe po stronie bocznej. Widoczna była znacząca dysproporcja nacisków. Uszkodzona została strona przyśrodkowa. Wprowadzona zmiana nie doprowadziła do przemieszczenia maksymalnej wartości nacisków na stronę przyśrodkową, a odwzorowanie wysokiej osteotomii piszczelowej zwiększyło wartość nacisków po stronie bocznej i zmniejszyło po stronie przyśrodkowej. Odmienna tendencja, prawdopodobnie spowodowana była znaczącą różnicą wartości nacisków powierzchniowych w zdrowym stawie kolanowym. Piąty staw kolanowy był stawem z kończyny prawej. W zdrowym stawie maksymalne wartości nacisków zaobserwowano po stronie bocznej. Uszkodzenie powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej doprowadziło do przeniesienia maksymalnej wartości nacisków na stronę przyśrodkową. Odwzorowanie HTO doprowadziło do przeniesienia maksymalnej wartości nacisków na stronę boczną. Uzyskane maksymalne wartości nacisków powierzchniowych mieszczą się w zakresie od 5,7 MPa do 10,0 MPa.

10.3. Wnioski

Przeprowadzone badanie było oceną jakościową. Różnice w geometrii stawu świńskiego w stosunku do stawu ludzkiego nie pozwalają na przeprowadzenie próby ilościowej. Wywołanie podobnych wartości nacisków jak w stawie ludzkim wymagało przyłożenia obciążenia o wartości 2000 N. Wszystkie próby prowadzone na zdrowych stawach kolanowych wykazały maksymalne wartości nacisków powierzchniowych po stronie bocznej. W czterech z pięciu prób zaobserwowano wzrost nacisków powierzchniowych po stronie, która została uszkodzona z jednoczesnym spadkiem wartości nacisków powierzchniowych po stronie przeciwnej. Odmienną obserwację poczyniono w czwartej próbie, gdzie dysproporcja rozkładu nacisku była znacząca już w zdrowym stawie kolanowym. Wprowadzenie korekcji doprowadziło do przeniesienia maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych na stronę zdrową, lecz w żadnym z badanych przypadków nie pozwoliło uzyskać fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych.

Porównanie wyników otrzymanych w trakcie badań na maszynie do ściskania tkanek, do wyników analiz numerycznych pozwala zauważyć następujące korelacje:

- w analizie MES ludzkiego stawu maksymalne wartości nacisków powierzchniowych odnotowano po stronie bocznej, analogicznie do wyników uzyskanych na drodze obciążania stawów świńskich na maszynie;
- zarówno w symulacji komputerowej, jak i w większości stawów świńskich, uszkodzenie powierzchni stawowych po jednej stronie doprowadzało do wzrostu nacisków powierzchniowych po stronie uszkodzonej przy jednoczesnym spadku wartości nacisków po stronie zdrowej;
- wyniki obliczeń numerycznych dla stawu po zabiegu, wykazały wzrost wartości nacisków powierzchniowych po stronie zdrowej przy jednoczesnym spadku wartości nacisków powierzchniowych po stronie zmienionej chorobowo. Identyczne obserwacje poczyniono w badaniach stawów świńskich.

Uzyskane w badaniach na maszynie wyniki wykazują tożsamą tendencję przemieszczania maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych, jak wyniki uzyskane z obliczeń numerycznych dla stawu ludzkiego. Powyższe dane prowadzą do wniosku, że przeprowadzone badania numeryczne cechują się wysoką pewnością, co pozwala określić uzyskane z MES wartości nacisków powierzchniowych jako wartości występujące w prawdziwym ludzkim stawie kolanowym.

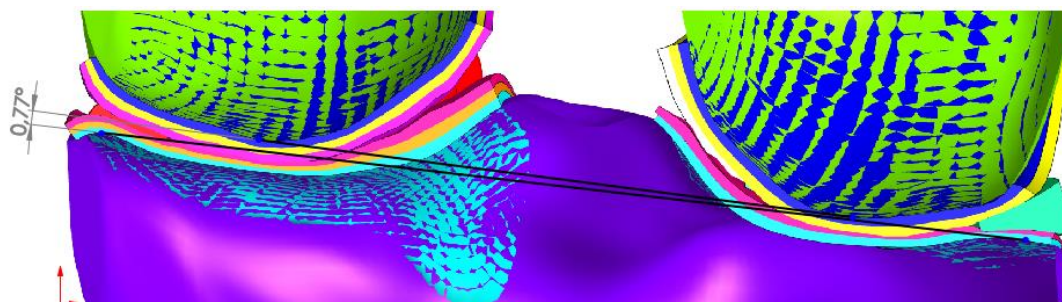
11. NOWA METODA WYZNACZANIA KĄTA KOREKCJI

11.1. Warunki brzegowe badania

Oś mechaniczna kończyny dolnej jest umowną linią łączącą środek głowy kości udowej ze środkiem stawu skokowego. Natomiast szerokość szpary stawu kolanowego jest przestrzenią określającą wzajemne położenie powierzchni stawowych kości piszczelowej i udowej. Całkowita utrata szpary stawowej prowadzi do kontaktu kości i jest stanem patologicznym. Wartość i symetria szpary stawowej zdaje się mieć wpływ na wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych. Doniesienia znajdujące się w piśmiennictwie wskazują, że brak przywrócenia fizjologicznych nacisków powierzchniowych po zabiegu HTO może być przyczyną utraty korekcji [91].

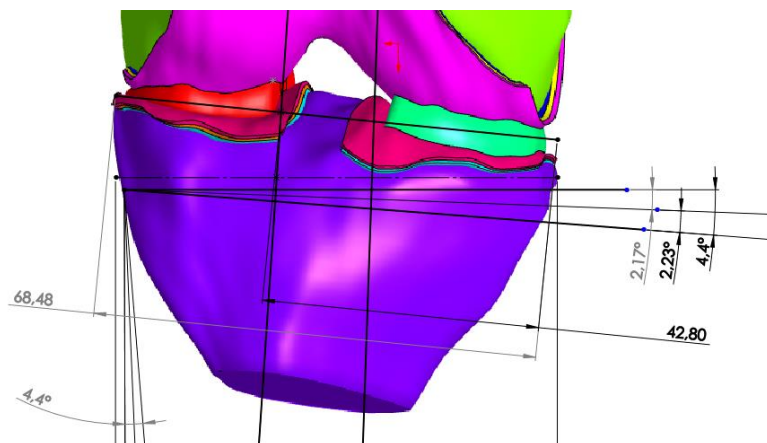
Początek nowej metody obejmie wyznaczenie kąta korekcji metodą Miniaciego. Następnie zostanie zmierzony kąt określony przez linię przebiegającą stycznie do kłykci kości udowej i linię przebiegającą stycznie do kłykci piszczeli – kąt JLCA, opisany we wcześniejszej części rozprawy. Kolejnym krokiem będzie obliczenie kąta o jaki należy zmodyfikować kąt korekcji – kąta zmieniającego. Kąt zmieniający stanowi różnicę między aktualną wartością JLCA, a maksymalną fizjologiczną wartością wspomnianego kąta, która wynosi 3 stopnie. Jeżeli aktualny kąt JLCA przekraczałby wartość 3 stopni, wówczas należy zwiększyć kąt korekcji o wspomnianą różnicę. Wyznaczony kąt zostanie uwzględniony w korekcji uzyskanej z metody Miniaciego. Uzyskana wartość korekcji zostanie naniesiona w modelu stawu kolanowego i przeprowadzona zostanie analiza MES.

Celem nowej metody jest przywrócenie rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych zbliżonego do rozkładu fizjologicznego z jednoczesnym uwzględnieniem zmian w grubości tkanki stawowej. Spodziewane jest uzyskanie rozkładu zbliżonego do stawu zdrowego.



Rys. 11.1. Kąt między liniami stycznymi do kłykci (kąt JLCA)

Badanie prowadzone będzie na modelu stawu kolanowego z uszkodzonymi powierzchniami stawowymi po stronie przyśrodkowej poprzez odjęcie 1/3 grubości stawowej. Wyznaczony został kąt między liniami stycznymi do kłykci (JLCA). Wyznaczenie kąta pokazano na rys. 11.1.



Rys. 11.2. Kąt określony metodą Miniaciego ($4,4^\circ$) oraz kąt zmieniający ($2,23^\circ$) i nowy kąt korekcji ($2,17^\circ$)

Obliczono wartość kąta zmieniającego zgodnie z zależnością 11.1.

$$S = JLCA_{max} - JLCA \quad (11.1)$$

gdzie:

S – wartość kąta zmieniającego [$^\circ$]

$JLCA_{max}$ – maksymalna wartość kąta JLCA w stanie fizjologicznym [$^\circ$]

$$Z = JLCA_{max} - JLCA = 3^\circ - 0,77^\circ = 2,23^\circ$$

Nowa wartość kąta korekcji wyznaczono jako różnicę kąta korekcji z metody Miniaciego i kąta zmieniającego. Obliczenie nowego kąta korekcji opisuje równanie 11.2.

$$K = M - S \quad (11.2)$$

gdzie:

K – wartość kąta korekcji [$^\circ$]

M – wartość kąta z metody Miniaciego [$^\circ$]

S – wartość kąta zmieniającego [$^\circ$]

$$K = M - S = 4,4^\circ - 2,23^\circ = 2,17^\circ$$

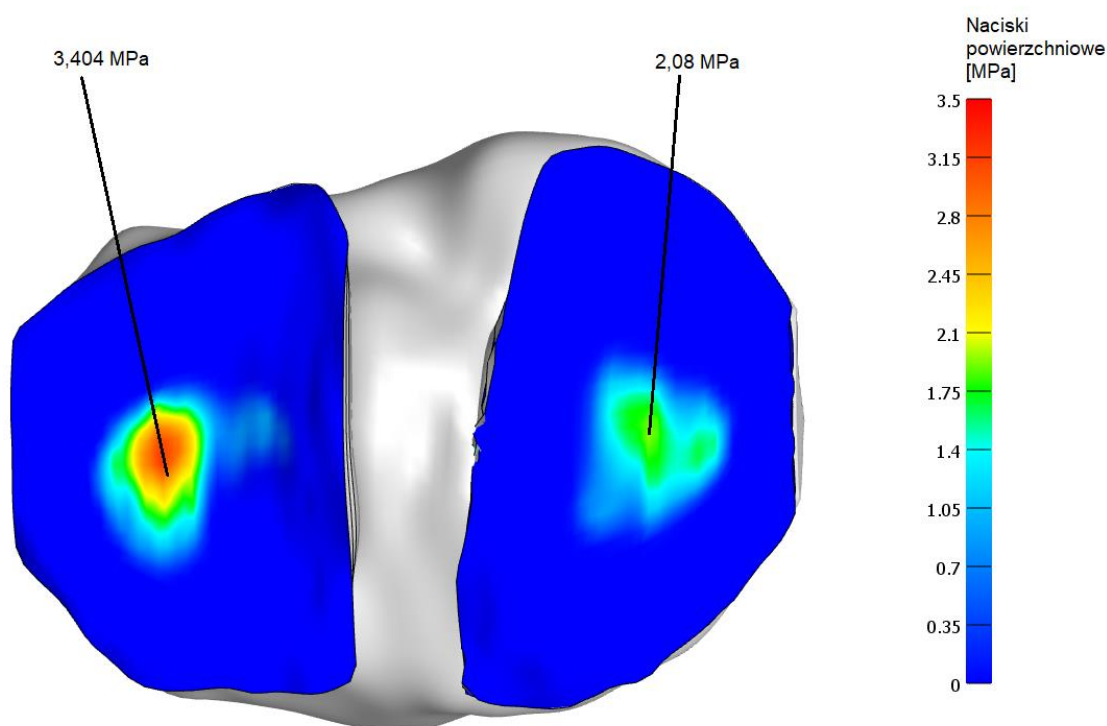
Uzyskaną wartość kąta zmieniającego uwzględniono w wyznaczeniu kąta korekcji. Określono współrzędne środka stawu skokowego po zabiegu HTO. Procedura została pokazana na rys. 11.2. Nowa wartość kąta korekcji jest różnicą kąta wykreślonego z metody Miniaciego i kąta zmieniającego. Nowy kąt korekcji wyniósł $2,17^\circ$, a współrzędne środka stawu skokowego osiągnęły wartość [28,22; 0; -356,93]. Otrzymane wartości zostały wprowadzone do modelu w oprogramowaniu FEBio. Pozostałe warunki analizy numerycznej pozostały tożsame z badaniami prowadzonymi dla innych przypadków stawu kolanowego.

11.2. Analiza numeryczna

Siła przykładana była iteracyjnie. Przypadek obliczeniowy podzielono na 20 kroków czasowych z możliwością zwiększenia ich liczby w trakcie obliczeń. Początkowa wartość kroku czasowego wynosiła 0,05, podobnie jak maksymalna. Minimalna wartość kroku czasowego wynosiła 0,001. Obliczenia zakończyły się po 37 krokach czasowych. W 37 kroku czasowym obciążenie wynosiło 1000 N.

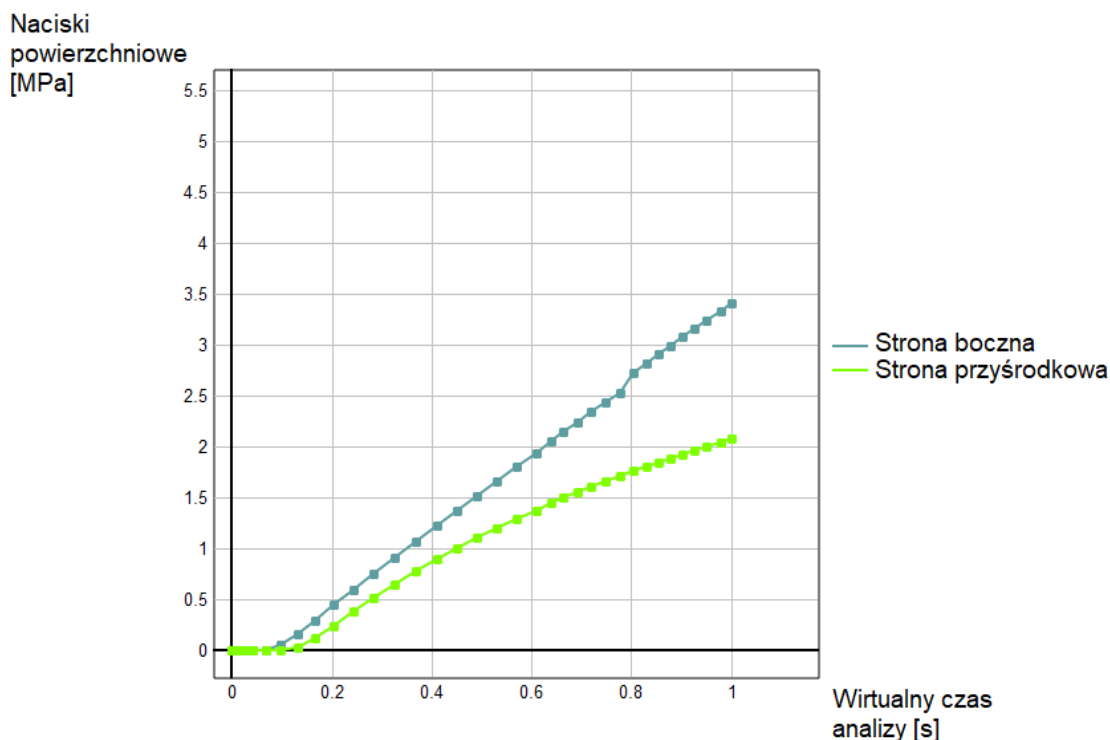
11.3. Wyniki i wnioski

W badaniu stawu kolanowego z degradacją 1/3 grubości powierzchni stawowych oraz po przeprowadzeniu zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej według nowej metody, uzyskano wartości nacisków powierzchniowych pokazane na rys. 11.3. Maksymalna wartość nacisków powierzchniowych wystąpiła po stronie bocznej i wyniosła 3,404 MPa. Największa wartość nacisków powierzchniowych po stronie przyśrodkowej wyniosła 2,08 MPa. Maksymalna wartość nacisków powierzchniowych wystąpiła po stronie bocznej, zgodnie z lokalizacją maksymalnej wartości nacisków w zdrowym stawie kolanowym, a ich wartość odbiegała od wartości w zdrowym stawie kolanowym o 0,834 MPa. Stanowi to mniejszą różnicę w stosunku do nacisków uzyskanych z metody Miniaciego, gdzie wartość nacisków po stronie bocznej sięgała 4,16 MPa i była wyższa od nacisków w zdrowym stawie kolanowym o 1,59 MPa.



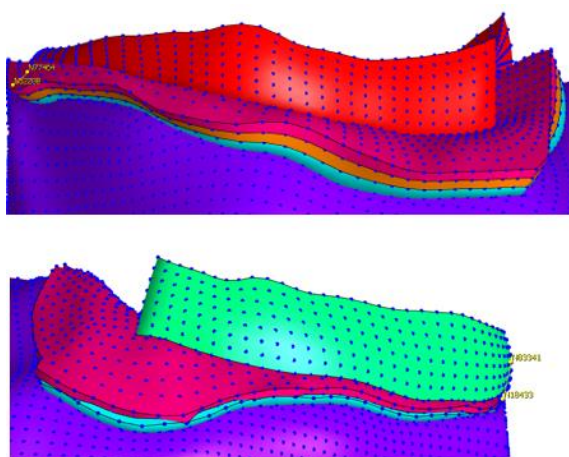
Rys. 11.3. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych piszczeli z ubytkiem 1/3 grubości powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej, po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej z kątem korekcji wyznaczonym nową metodą

Zmianę wartości nacisków powierzchniowych dla najbardziej obciążonych elementów po stronie bocznej i przyśrodkowej pokazano na wykresie 11.1.



Wykres 11.1. Wzrost wartości nacisków najbardziej obciążonych elementów po stronie bocznej i przyśrodkowej

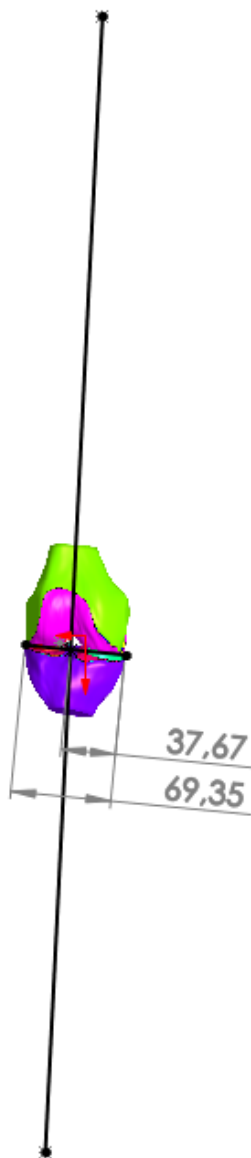
Należy zwrócić uwagę na stosunek nacisków po stronie przyśrodkowej do nacisków po stronie bocznej. W przypadku nowej metody wartość nacisków powierzchniowych po stronie przyśrodkowej stanowi 61,1% wartości nacisków po stronie bocznej. Jest to wartość zbliżona do wartości dla stawu zdrowego, gdzie wynosiła 66,5%. Nowa metoda wyznaczania kąta korekcji prowadzi do poprawy rozkładu nacisków powierzchniowych zbliżając go do warunków fizjologicznych.



Rys. 11.4. Pomiar ekstruzji łąkotek w stawie po zabiegu z wykorzystaniem nowej metody. Łąkotka boczna u góry, łąkotka przyśrodkowa na dole

W trakcie pomiaru, który pokazano na rys. 11.4, nie odnotowano ekstruzji łąkotki bocznej. Odległość między najdalej wysuniętym węzłem, a krawędzią plateau wynosiła 0,75 mm. Podobnie jak we wcześniej omawianych modelach, wystąpiła ekstruzja łąkotki przyśrodkowej.

Jej wartość to 0,59 mm. Nowa metoda nie przywraca fizjologicznego położenia łątki bocznej, która w zdrowym stawie oddalona jest od krawędzi o 1,24 mm, ale odsuwa ją bardziej od krawędzi plateau w porównaniu do przypadku po zabiegu HTO z wykorzystaniem metody Miniaciego, gdzie odległość do krawędzi plateau wyniosła 0,66 mm. Proponowana metoda ustalania kąta korekcji powoduje przemieszczenie łątki przyśrodkowej w miejsce, w którym dochodzi do ekstruzji o wartości 0,59 mm. Co w odniesieniu do zdrowego stawu kolanowego, gdzie ekstruzja łątki przyśrodkowej wynosiła 0,45 mm i stawu po zabiegu HTO metodą Miniaciego (ekstruzja łątki przyśrodkowej - 0,42 mm) jest wartością większą, lecz mniejszą niż ekstruzja w stawie z OA – 0,79 mm. Należy nadmienić, że wszystkie wartości wyciskania bocznego łątki mniejsze niż 3 mm są uznawane za klinicznie nieistotne, co tyczy się również wartości otrzymanych w badaniach stawu kolanowego z OA i po zabiegu HTO z kątem korekcji wyznaczonym nową metodą.



Rys. 11.5. Oś mechaniczna kończyny dolnej uzyskana przez wprowadzenie korekcji określonej nową metodą

Widoczna na rysunku 11.5. oś mechaniczna kończyny dolnej przebiega przez punkt oddalony od strony przyśrodkowej piszczeli o 37,67 mm, przy szerokości plateau równej 69,35 mm. Wspomniana wartość stanowi 54,32 % szerokości plateau piszczeli i znacząco odbiega od punktu Fujisawa'y, który mieści się w 62,5% szerokości plateau. Należy nadmienić, że pomimo znaczącego przemieszczenia w stosunku do punktu Fujisawa'y, nie udało się przywrócić nacisków fizjologicznych. Wskazany fakt sugeruje, że odnoszenie się do punktu Fujisawa'y, jako referencji przy wyznaczaniu osi mechanicznej kończyny dolnej nie gwarantuje przywrócenia anatomicznych nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych.

Istnieje wysokie prawdopodobieństwo, że proponowana metoda wyznaczania kąta korekcji zagwarantuje mniejszą liczbę powikłań i wyższy komfort życia pacjentów po zabiegu, dzięki przywróceniu rozkładu nacisków powierzchniowych, który jest bliższy rozkładowi fizjologicznemu. Potwierdzenie słuszności proponowanej metody wymaga przeprowadzenia rozległych badań klinicznych obejmujących dziesiątki operacji wysokiej osteotomii piszczelowej opierających się na nowej metodzie wyznaczania kąta korekcji.

12. PODSUMOWANIE

12.1. Hipotezy

Przed podjęciem badań sformułowano trzy hipotezy, w oparciu o aktualny stan wiedzy i informacje zawarte w piśmiennictwie dotyczące wpływu wysokiej osteotomii piszczelowej na funkcjonowanie stawu kolanowego. Pierwsza hipoteza opierała się o znacząco odmienne wartości modułów sprężystości podłużnej tkanki kostnej i płyty stabilizującej wykonanej ze stopu tytanu. Jej treść to: Różnica wartości modułów sprężystości podłużnej tkanki kostnej i implantu ma istotny wpływ na przebieg osi mechanicznej kończyny dolnej po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. Weryfikacja hipotezy polegała na zamodelowaniu wysokiej osteotomii piszczelowej w modelu 3D kości składającej się z tkanki kostnej zbitej oraz gąbczastej i osadzeniu płyty stabilizującej wraz ze śrubami. Tak przygotowany model obciążono siłą 1000 N. Otrzymane wyniki pokazały, że wpływ odmiennych wartości modułów sprężystości podłużnej kości i implantu na uzyskany kąt korekcji to 0,08 stopnia. Wskazana wartość prowadzi do wniosku, że wpływ odmiennych wartości modułów Younga na przebieg osi mechanicznej jest niewielki, wręcz nieistotny i jego wpływ można pominąć. Otrzymane wyniki zaprzeczają postawionej hipotezie z wysoką pewnością.

Druga hipoteza odnosiła się do nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych. Sformułowano hipotezę mówiącą, że osteotomia piszczelowa nie przywraca fizjologicznego (ani do niego zbliżonego) rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego. Badania w tym zakresie rozpoczęto od stworzenia modelu stawu kolanowego wraz z określeniem lokalizacji środka głowy kości udowej oraz stawu skokowego. Wskazane stawy biorą udział w wyznaczaniu przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej, dlatego stanowią istotne punkty referencyjne. Kolejno przeprowadzono badania numeryczne zdrowego stawu kolanowego. Otrzymane wyniki wskazywały na występowanie maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych po stronie bocznej. Wartość nacisków po stronie bocznej wyniosła 2,57 MPa, a postronnie przyśrodkowej 1,71 MPa. Otrzymane wyniki były zbliżone do wyników badań przedstawionych w piśmiennictwie, co pozwoliło uznać model geometryczny i modele materiałowe za zwalidowane.

Weryfikacja hipotezy obejmowała badania stawów z odwzorowaną chorobą zwyrodnieniową powierzchni stawowych po stronie przyśrodkowej. Przeprowadzono analizy numeryczne dla stawu kolanowego w dwóch stanach: z utratą 1/3 i 2/3 początkowej grubości powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej. W pierwszym przypadku zaobserwowano przeniesienie maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych na stronę uszkodzoną. Przy badaniu modelu z ubytkiem 2/3 grubości powierzchni stawowej doszło do wzrostu maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych na powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej. Otrzymane wyniki odniesiono do wartości przedstawionych w piśmiennictwie. Wyniki przyjęły zbliżone wartości do wskazywanych w badaniach opisanych w literaturze.

Przedostatni etap weryfikacji hipotezy obejmował wykreślenie kąta korekcji metodą Miniaciego i odwzorowanie zabiegu HTO poprzez przeniesienie środka stawu skokowego

w miejsce wynikające z wprowadzonego kąta korekcji w modelu ze zredukowaną 1/3 grubości powierzchni stawowej po stronie przyśrodkowej. W badaniach numerycznych zaobserwowano przeniesienie maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych na stronę boczną przy jednoczesnym spadku wartości nacisków po stronie przyśrodkowej. Naciski nie osiągnęły stanu fizjologicznego. Maksymalny nacisk powierzchniowy po stronie bocznej wyniósł 4,16 MPa i był o 1,59 MPa wyższy niż w zdrowym stawie kolanowym. Natomiast po stronie przyśrodkowej wyniósł 1,15 MPa i był o 0,56 MPa niższy niż w stawie zdrowym.

Wyniki otrzymane w analizach numerycznych zwalidowano jakościowo w oparciu o badania pomiarów wartości i rozkładów nacisków powierzchniowych na powierzchniach świńskiego stawu kolanowego. Przebadano pięć stawów kolanowych. Wszystkie próby prowadzone na zdrowych stawach kolanowych wykazały maksymalne naciski powierzchniowe po stronie bocznej. W czterech z pięciu prób uszkodzenie jednej ze stron doprowadziło do wzrostu maksymalnej wartości nacisków powierzchniowych po stronie uszkodzonej przy jednoczesnym spadku nacisków powierzchniowych po stronie przeciwnej. Odwzorowanie zabiegu przemieściło maksymalne wartości nacisków powierzchniowych na stronę zdrową, lecz nie przywróciło fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych, charakterystycznego dla stawu zdrowego.

Wyniki symulacji komputerowej dla stawu po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej pokazały, że prawidłowo przeprowadzona wysoka osteotomia piszczelowa nie przywraca fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych. Badanie przeprowadzone na stawach świńskich potwierdziło wyniki otrzymane z symulacji. Przedstawione wyniki badań potwierdziły słuszność drugiej hipotezy: Osteotomia piszczelowa nie przywraca fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych stawu kolanowego.

Trzecia hipoteza dotyczyła lokalizacji łąkówek po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. W celu jej weryfikacji zmierzono ekstruzję łąkówek. Pomiarów były wykonywane na modelu stawu zdrowego, stawu z ubytkiem 1/3 grubości powierzchni stawowej oraz stawu po zabiegu HTO. W zdrowym stawie kolanowym nie zaobserwowano ekstruzji łąkotki bocznej. Odległość między łąkotką a krawędzią plateau piszczeli wynosiła 1,24 mm. Po stronie przyśrodkowej widoczna była ekstruzja łąkotki o wartości 0,45 mm. W stawie z rozwiniętą osteoartrozą nie zaobserwowano ekstruzji łąkotki bocznej. łąkotka przesunęła się o 0,26 mm w stronę krawędzi plateau piszczeli. Dystans między krawędzią, a łąkotką wyniósł 0,98 mm. Ekstruzja łąkotki przyśrodkowej wzrosła do wartości 0,79 mm. W modelu stawu po HTO nie odnotowano ekstruzji łąkotki bocznej. Odległość między łąkotką a krawędzią plateau wyniosła 0,66 mm. Ekstruzja łąkotki przyśrodkowej wynosiła 0,42 mm. Położenie łąkotki bocznej w projekcji AP po zabiegu różniło się o 0,58 mm w stosunku do położenia wskazanej łąkotki w zdrowym stawie kolanowym. Stanowi to zmniejszenie odległości o 46,77% odległości początkowej. Natomiast ekstruzja łąkotki przyśrodkowej po zabiegu była o 0,03 mm mniejsza. Zabieg zmniejszył ekstruzję łąkotki o 6,67 % początkowej wartości ekstruzji. Zarówno łąkotka boczna jak i przyśrodkowa nie znajdowały się w położeniu anatomicznym po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej, a różnice w położeniu łąkówek w projekcji AP wyniosły 46,77% i 6,67%.



W oparciu o uzyskane wyniki należy stwierdzić, że hipoteza trzecia o treści: Zabieg korekcji osi mechanicznej kończyny dolnej zmienia położenie łąkrotek w stawie kolanowym, lecz nie doprowadza do przemieszczenia ich w miejsce anatomiczne, jest prawdziwa.

12.2. Zakres i cele pracy

Celem naukowym pracy było sprawdzenie wpływu wysokiej osteotomii piszczelowej na mechanikę stawu kolanowego. Został podzielony na trzy cele szczegółowe, które obejmowały weryfikację wpływu odmiennych modułów Younga kości i implantu na uzyskaną wartość korekcji, określenie wpływu zabiegu na wartości i rozkład nacisków na powierzchniach stawowych oraz sprawdzenie wpływu zabiegu na ekstruzję łąkrotek. Działania opisane w niniejszej rozprawie miały również cel użyteczny, którym było określenie nowej metody wyznaczania kąta korekcji, którego wprowadzenie spowoduje przywrócenie anatomicznego rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych. W pracy postawiono trzy hipotezy nawiązujące do celu naukowego.

Zakres pracy objął opis stanu wiedzy oraz przegląd literaturowy, który pozwolił postawić hipotezy pracy. Zamodelowano położenie stawu biodrowego i skokowego oraz wykonano model kości z płytą stabilizującą. Przygotowano modele do badań numerycznych stawu we wszystkich trzech stanach. Badania objęły obliczenia numeryczne modelu kości piszczelowej z płytą stabilizującą oraz modelu stawu kolanowego zdrowego, zmienionego chorobą i stawu po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej. Prowadzono również pomiary nacisków powierzchniowych występujących w stawach świńskich w trakcie ściskania na maszynie do jednoosiowego ściskania. Podjęte działania objęły również wyznaczenie nowej metody określania kąta korekcji, a sprawdzenie nowej metody zostało zrealizowane jako badania numeryczne.

Obliczenia prowadzone na modelu kości piszczelowej z płytą pozwoliły zweryfikować pierwszą hipotezę i doprowadziły do jej obalenia. Badania numeryczne stawu kolanowego zdrowego, z ubytkami powierzchni stawowej oraz po zabiegu wysokiej osteotomii piszczelowej doprowadziły do weryfikacji drugiej hipotezy. Wyniki zostały zwalidowane w oparciu o badania nacisków w stawach świńskich. Otrzymane wyniki symulacji potwierdziły podnoszone twierdzenie. Wskazane badania stawu pozwoliły na weryfikację trzeciej hipotezy postawionej w pracy. Pomiary ekstruzji łąkrotek potwierdziły trzecią hipotezę. Obalenie pierwszej hipotezy oraz potwierdzenie dwóch pozostałych podbudowane jest następującymi wnioskami:

- wpływ odmiennych wartości modułów sprężystości podłużnej tkanki kostnej i płyty stabilizującej na uzyskany kąt korekcji jest nieznaczący;
- uszkodzenie powierzchni stawowej po jednej ze stron prowadzi do wzrostu nacisków powierzchniowych po stronie uszkodzonej przy jednoczesnym spadku nacisków powierzchniowych po stronie przeciwnej. Stan ten pogłębia się wraz z rozwojem osteoartrozy;
- wysoka osteotomia piszczelowa nie przywraca fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych;
- zgodne z praktyką kliniczną wykreślenie osi mechanicznej kończyny dolnej nie doprowadza do jej przebiegu przez punkt Fujisawa'y po zabiegu;

- dokładność metod geometrycznego wykreślenia osi mechanicznej i kąta korekcji cechuje się wysoką zależnością od jakości obrazu w projekcji AP i wysoką czułością na precyzję wykreślenia kąta i położenie punktów charakterystycznych;
- ekstruzja łąkotki bocznej występuje nawet w zdrowym stawie kolanowym;
- uszkodzenie powierzchni stawowej po jednej ze stron prowadzi do zwiększenia ekstruzji po tej samej stronie, co uszkodzenie powierzchni;
- uszkodzenie powierzchni stawowej po jednej ze stron prowadzi do przesunięcia przeciwległej łąkotki na zewnątrz, ale nie doprowadza do jej ekstruzji;
- zabieg wysokiej osteotomii piszczelowej zmniejsza ekstruzję łąkotki po stronie z uszkodzoną powierzchnią stawową;
- zabieg wysokiej osteotomii piszczelowej przesuwa łąkotkę po zdrowej stronie stawu kolanowego na zewnątrz, ale nie doprowadza do jej ekstruzji.

Wysoka osteotomia piszczelowa wpływa na mechanikę stawu kolanowego, lecz nie doprowadza do fizjologicznego rozkładu nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych i nie przywraca anatomicznego położenia łąkotek, przez co nie przywraca fizjologicznych warunków pracy stawu kolanowego. Cel naukowy pracy uznano za spełniony.

Cel użyteczny pracy powiązany był z wynikami otrzymanymi przy badaniach prowadzonych nad drugą hipotezą. W ramach jego realizacji podjęto próbę określenia metody wyznaczania kąta korekcji, który pozwoli uzyskać fizjologiczne wartości i rozkłady nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych. Proponowaną metodę zweryfikowano na drodze badań numerycznych, a otrzymane wyniki nacisków powierzchniowych potwierdziły, że nowa metoda wyznaczania kąta korekcji znacząco zbliża rozkład i wartości nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych do stanu fizjologicznego. Cel użyteczny uznano za spełniony.

12.3. Kierunek dalszych badań

Przeprowadzone badania dotyczyły stawu kolanowego obciążonego statycznie. Dokładniejsze poznanie zachodzących w nim zjawisk byłoby możliwe dzięki przeprowadzeniu badań dynamicznych odwzorowujących chód. Ponadto należy zauważyć, że badania nie obejmowały zagadnień dotyczących zginania stawu. Mając na uwadze, że zginanie i prostowanie stawu kolanowego jest jego głównym ruchem i pozwala na realizację funkcji chodu należy w przyszłości wykonać badania stawu w trakcie ruchu zginania i prostowania z obciążeniem 1000 N. Prowadzone badania obejmowały jeden model stawu kolanowego. Zweryfikowanie otrzymanych wyników na większej populacji modeli wirtualnych pozwoliłoby na podniesienie pewności otrzymanych wyników. Proponowana nowa metoda wykreślenia kąta korekcji wymaga weryfikacji w trakcie badań klinicznych.

Wykonane badania posiadały pewne ograniczenia. Znaczącym ograniczeniem było wykorzystanie modelu stawu kolanowego, który nie posiadał geometrii całej kości piszczelowej i udowej. Błąd określenia ich położenia w oparciu o dane statystyczne znajdujące się w literaturze miał wpływ na prowadzone badania i wyniki. Wybrany sposób odwzorowania osteoartrozy

wynikał z ograniczeń modelu i dostępu do danych. W celu dokładnego odwzorowania choroby powierzchni stawowych należałoby pozyskać dane o statystycznym rozkładzie lokalizacji ubytków chrząstki i zamodelować je z wykorzystaniem oprogramowania CAD. W badaniach nie uwzględniono zmian właściwości mechanicznych tkanki chrzęstnej jakie zachodzą w wyniku postępowania choroby zwyrodnieniowej. Kolejne ograniczenie zidentyfikowano w samej metodzie wyznaczania kąta korekcji. Zaobserwowano, że metody wykreślne charakteryzują się wysoką czułością na jakość zdjęcia RTG stawu kolanowego. W badaniach nacisków powierzchniowych występujących w stawach świńskich wykorzystano folie Fujifilm Prescale, która pozwala na pomiar rozkład nacisków w zakresie od 2,5 MPa do 10 MPa. Mniejsze i większe wartości nie są obrazowane. Ponadto pomiar opiera się na uszkodzeniu mikropęcherzyków z farbą, co przy ewentualnym poślizgu współpracujących powierzchni prowadzi do zakłócenia wyników. Zastosowane folie posiadają niezerową grubość, co też wprowadziło błąd w pomiarach. Rozwiązaniem problemu poślizgu byłoby zastosowanie cyfrowego pomiaru z wykorzystaniem systemu I-Scan firmy Tekscan, który pozwala na ciągłą akwizycję sygnału z częstotliwością próbkowania do 20000 Hz oraz oferuje dedykowane czujniki pomiarowe do stawów kolanowych [187], lecz cechuje się bardzo wysoką ceną.

WYKAZ LITERATURY

1. Kaniewska K. i inni: *Choroba zwyrodnieniowa stawów*. Uniwersytet Medyczny w Białymstoku, Klinika Rehabilitacji Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego. Białystok 2010
2. Chen D., at al: *Osteoarthritis: toward a comprehensive understanding of pathological mechanism*. Bone Research, Vol. 5, 2017
3. Mora J. C., at al: *Knee osteoarthritis: pathophysiology and current treatment modalities*. Journal of Pain Research, Nr 11, 2018, s. 2189–2196
4. Gao L., at al: *Report on the Association of Sports Traumatology, Arthroscopy, Orthopaedic surgery, Rehabilitation (ASTAOR)*. Moscow International Osteotomy Congress 2017. Journal of Experimental Orthopaedics, 2019
5. Kamath J., Danda R., Jayasheelan N., at al: *An Innovative Method of Assessing the Mechanical Axis Deviation in the Lower Limb in Standing Position*. Journal of Clinical and Diagnostic Research, Vol. 10(6), 2016
6. Braga Rodrigues T., at al: *A Quality of Experience assessment of haptic and augmented reality feedback modalities in a gait analysis system*. PLoS ONE, Vol 15(3), 2020
7. Narkiewicz O., Moryś J.: *Anatomia człowieka: tom II*. Wydawnictwo Lekarskie – PZWL. 2010
8. Anatomia kolana: Chirurgia kolana, <https://chirurgia-kolana.pl/anatomia-kolana>, (data dostępu 29.12.2021 r.).
9. Ciemniewska-Gorzela K.: *Funkcja stawu kolanowego po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego*. Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej. Poznań 2010
10. Williams A., Phillips C.: *Functional In Vivo Kinematic Analysis of the Normal Knee*. Total Knee Arthroplasty, pp. 32–37, 2005
11. Kim H., Kim K., Yang D., at al: *Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait: Three-Dimensional Analysis*. Clinics in Orthopedic Surgery, Vol 7, 2015
12. Jeon J. W., Hong J.: *Comparison of screw-home mechanism in the unloaded living knee subjected to active and passive movements*. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, Vol 34(4), pp. 589–595, 2021
13. Fox A., Bedi A., Rodeo S.: *The Basic Science of Human Knee Menisci: Structure, Composition, and Function*. Sports Health: A Multidisciplinary Approach, Vol 4, 2012
14. Marques L. N., Varatojo R.: *Radiological assessment of lower limb alignment*. EFORT Open Reviews, Vol. 6(6), pp. 487-494, 2021
15. Mikulicz J.: *Die seitlichen Verkrümmungen am Knie und deren Heilungsmethoden*. Arch f klin Chir, Vol. 23, pp. 560-630, 1879
16. Teitge, R.: *Patellofemoral Syndrome a Paradigm for Current Surgical Strategies*. Orthopedic Clinics of North America, Vol. 39, pp. 287-311, 2008
17. Van den Bempt M., Van Genechten W., Claes T., at al: *How accurately does high tibial osteotomy correct the mechanical axis of an arthritic varus knee? A systematic review*. Knee, Vol. 23(6), pp. 925-935, 2016
18. Fujisawa Y., Masuhara K., Shiomi S.: *The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints*. Orthopedic Clinics of North America, Vol. 10(3), pp. 585–608, 1979
19. Kosior P., Kusz D.: *Odrębności anatomiczne i biomechaniczne kolana w aspekcie endoprotezoplastyki stawu*. III Sympozjum: Całkowita endoprotezoplastyka pierwotna i rewizyjna kolana w znacznych deformacjach i destrukcjach stawu. Katowice, Polska, 2016
20. Balaşa M.-C., Cuculici S., Pantu C. at al.: *Using 3D Scanning Techniques in Orthopedic Systems Modeling*. Scientific Bulletin of Valahia University - Materials and Mechanics, Vol. 15, 2017
21. Xing Q., Yang W., Theiss M. at al.: *3D Automatic Feature Construction System for Lower Limb Alignment. Proceedings*. International Conference on Cyberworlds, CW 2010. s. 375 – 382, 2010

22. Belleza T.: *Guide to valgus knee prevention*, <https://selectflex.com/blogs/how-to-tips/guide-to-valgus-knee-prevention>, (data dostępu 21.04.2023 r.).
23. Wodziński P.: *Zastosowanie metod rentgenometrycznych w planowaniu endoprotezoplastyki stawu kolanowego*. Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląski we Wrocławiu. Wrocław 2020
24. Lahm A.: *The Mikulicz Line as a Parameter*. Dtsch Arztebl Int. Vol. 115(41), pp. 683-684, 2018
25. Yuan L., Niu S., Zhai C., at al.: *Influence of lower-limb mechanical axis on the curative effect of medial high tibial osteotomy for knee osteoarthritis*. BMC Surgery, Vol. 22, 2022
26. Peat G., Thomas E., Handy J., at al.: *The Knee Clinical Assessment Study--CAS(K). A prospective study of knee pain and knee osteoarthritis in the general population*. BMC Musculoskeletal Disorders, Vol. 5, 2004
27. Sergiew M.: *Osteotomia rozwierająca piszczeli w leczeniu choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego*. Lubuski Ośrodek Rehabilitacyjno-Ortopedyczny im. L. Wierusza w Świebodzinie. Poznań, 2010
28. Cui A., Li H., Wang D., at al.: *Global, regional prevalence, incidence and risk factors of knee osteoarthritis in population-based studies*. EClinicalMedicine, 2020
29. Hsu H., Siwiec R.: *Knee Osteoarthritis*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL) 2023
30. Vitaloni M., Botto-van Bemden A., Sciortino Contreras R.M. at al.: *Global management of patients with knee osteoarthritis begins with quality of life assessment: a systematic review*. BMC musculoskeletal disorders, Vol. 20, 2019
31. Heidari B.: *Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I*. Caspian journal of internal medicine, Vol. 2, 2011
32. Blalock D., Miller A., Tilley M., at al.: *Joint instability and osteoarthritis*. Clinical medicine insights. Arthritis and musculoskeletal disorders, Vol 8, pp. 15–23, 2015
33. Daszkiewicz K., Łuczkiwicz P.: *Biomechanics of the medial meniscus in the osteoarthritic knee joint*. PeerJ Journal, Vol. 9, 2021
34. Berthiaume M., Raynauld J., Martel-Pelletier J., at al.: *Meniscal tear and extrusion are strongly associated with progression of symptomatic knee osteoarthritis as assessed by quantitative magnetic resonance imaging*. Annals of the rheumatic diseases, Vol. 64(4), pp. 556-563, 2005
35. Poulsen E., Goncalves G., Bricca A., at al.: *Knee osteoarthritis risk is increased 4-6 fold after knee injury – a systematic review and meta-analysis*. British Journal of Sports Medicine, Vol. 53(23), pp. 1454-1463, 2019
36. Rönn K., Reischl N., Gautier E., at al.: *Current surgical treatment of knee osteoarthritis*. Arthritis, Vol. 2011, 2011
37. Peters A., Akhtar R., Comerford E., at al.: *The effect of ageing and osteoarthritis on the mechanical properties of cartilage and bone in the human knee joint*. Scientific Reports, Vol. 8, 2018
38. Lee D., Byun S.: *High tibial osteotomy*. Knee surgery & related research, Vol. 24(2), pp. 61-69, 2012
39. Liu X., Chen Z., Gao Y., at al.: *High Tibial Osteotomy: Review of Techniques and Biomechanics*. Journal of healthcare engineering, Vol. 2019, 2019
40. Marques L, Varatojo R.: *Radiological assessment of lower limb alignment*. EFORT Open Reviews, Vol 6, pp. 487-494, 2021
41. Paley D., Herzenberg J., Tetsworth K., at al.: *Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies*. The Orthopedic clinics of North America, Vol. 25(3), pp. 425–465, 1994
42. Dugdale T., Noyes F., Styer D.: *Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length*. Clinical orthopaedics and related research, Vol. 274, pp. 248–264, 1992
43. Corin B., Wilson A., Khakha R., at al.: *Posteromedial Opening-Wedge Tibial Osteotomy for Metaphyseal Varus and Abnormal Posterior Slope Correction in Failed Anterior Cruciate*

Ligament Reconstructions Using a Custom Cutting Guide. Arthroscopy techniques, Vol. 9(8), pp. 1101–1108, 2020

44. Cofaru N., Roman M., Cofaru I., at al.: *Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy in Knee Osteoarthritis—A Biomechanical Approach*. Applied Sciences, Vol. 10(24), 2020
45. Meena A.: *Understanding Osteotomy: A narrative review*. Journal of Clinical Orthopaedics, Vol. 5(1), pp. 21-30, 2020
46. Huang Y., Gu J., Zhou Y., at al.: *Osteotomy at the distal third of tibial tuberosity with LCP L-buttress plate for correction of tibia vara*. Journal of orthopaedic surgery and research, Vol. 9(1), 2014
47. Oferta handlowa przedsiębiorstwa Neosteo, <https://neosteo.com/osteotomie/high-tibial-opening-wedge-osteotomy/>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
48. Katalog DePuy Synthes: *TOMOFIX® Osteotomy System Surgical Technique*, <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/DSUSTRM04140024%20Rev%20B.pdf>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
49. Oferta handlowa przedsiębiorstwa Arthrex, <https://www.arthrex.com/knee/tibial-opening-wedge-osteotomy-plates>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
50. System iBalance, <https://www.arthrex.com/knee/ibalance-hto-surgical-technique>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
51. Kornah B., Abdel-Hameed S., Abdel-Aal M.: *Biplanar Open-Wedge High Tibial Osteotomy with Locking Plate for Treatment of Osteoarthritic Varus Knee*. Open Journal of Orthopedics, Vol. 9, pp. 1-13, 2019
52. Cofaru N., Oleksik V., Cofaru, I., at al.: *Geometrical Planning of the Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy—An Experimental Approach*. Applied Sciences, Vol. 12, 2022
53. Hagstedt B., Norman O., Olsson T., at al.: *Technical Accuracy in High Tibial Osteotomy for Gonarthrosis*. Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol. 51:1-6, pp. 963-970, 1980
54. Paley D., Tetsworth K.: *Mechanical Axis Deviation of the Lower Limbs: Preoperative Planning of Uniapical Angular Deformities of the Tibia or Femur*. Clinical Orthopaedics and Related Research, Vol. 280(280), pp. 65-71, 1992
55. Brown G., Amendola A.: *Radiographic Evaluation and Preoperative Planning for High Tibial Osteotomies*. Operative Techniques in Sports Medicine, Vol. 20 (1), pp. 93-102, 2012
56. Joo S., Park H.-W., Park K., at al.: *A New Classification for Idiopathic Genu Vara*. Yonsei medical journal, Vol. 48, pp. 833-838, 2007
57. Saito H., Saito K., Shimada Y., at al.: *Short-Term Results of Hybrid Closed-Wedge High Tibial Osteotomy: A Case Series with a Minimum 3-Year Follow-up*. Knee surgery & related research, Vol. 30, pp. 293-302, 2018
58. Kim J., Kim H., Lee D.: *Survival of opening versus closing wedge high tibial osteotomy: A meta-analysis*. Scientific reports, Vol. 7(1), 2017
59. Cofaru I.: *Experimental modular stand used for studies of the High Tibial Osteotomy*. MATEC Web of Conferences, Vol. 121, 2017
60. Materiały przedsiębiorstwa Arthrex, Arthrex Department of Research & Development: *Hinge Pin Reduces Fracture Risk in Medial Opening Wedge Procedures*, <https://cdn.arthrex.io/image/upload/afc3e970-5e02-4910-a977-51e6a23dc447.pdf>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
61. Ducat A., Sariali E., Lebel B., at al.: *Posterior tibial slope changes after opening- and closing-wedge high tibial osteotomy: A comparative prospective multicenter study*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, Vol. 98(1), pp.68-74, 2012
62. Seo S., Kim O., Seo J., at al.: *Complications and Short-Term Outcomes of Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy Using a Locking Plate for Medial Osteoarthritis of the Knee*. Knee surgery & related research, Vol. 28(4), pp. 289–296, 2016

63. Faber S., Zellner J., Angele P., et al.: *Decision making for concomitant high tibial osteotomy (HTO) in cartilage repair patients based on a nationwide cohort study of 4968 patients*. Archives of orthopaedic and trauma surgery, Vol. 140(10), pp. 1437–1444, 2020
64. Global Market Insights: *High Tibial Osteotomy (HTO) Plates Market Size By Technique (Open Wedge Technique, Closed Wedge Technique, Progressive Callus Distraction, Chevron Osteotomy, Dome Technique), By Material (Metal {Titanium, Stainless Steel}, Polymer), By End-use (Hospitals, Clinics), Industry Analysis Report, Regional Outlook, Application Potential, Price Trends, Competitive Market Share & Forecast, 2021 – 2027*, <https://www.marketresearch.com/One-Off-Global-Market-Insights-v4130/High-Tibial-Osteotomy-HTO-Plates-14152439/>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
65. Shraddha M., Madhuvanti D., Onkar S.: *High Tibial Osteotomy Plates Market by Material (Metals and Polymers) and Technique (Open Wedge Technique, Closed Wedge Technique, and Other): Global Opportunity Analysis and Industry Forecast, 2021-2030*, <https://www.alliedmarketresearch.com/high-tibial-osteotomy-hto-plates-market>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
66. Holy C., Chitnis A., Escarpeta-Soriano J., et al.: *Surgical Procedures for Knee Osteoarthritis- Volume and Costs Among the Commercially-Insured Patients in the United States*. Value in Health, Vol. 21, 2018
67. Pannell W., Heidari K., Mayer E., et al.: *High Tibial Osteotomy Survivorship: A Population-Based Study*. Orthopaedic journal of sports medicine, Vol. 7(12), 2019
68. Park S., Jung K., Chang S., et al.: *Trends in knee surgery research in the official journal of the Korean Knee Society during the period 1999-2018: a bibliometric review*. Knee surgery & related research, Vol. 32(1), 2020
69. Cierniak-Piotrowska M., Dąbrowska A., Stelmach K.: *Ludność. Stan i struktura oraz ruch naturalny w przekroju terytorialnym w 2021 r. Stan w dniu 31 grudnia*. Główny Urząd Statystyczny, Departament Badań Demograficznych, Warszawa 2022
70. Cennik zabiegów Szpitala Dworska w Krakowie, https://dworska.pl/zabiegi-operacje-krakow/operacje-ortopedyczne/operacje-naprawy-chrzastki-stawowejindex.php?option=com_content&view=article&id=325:osteotomia-podkolanowa&catid=118, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
71. Cennik zabiegów ortopedycznych w Niemczech, <https://www.joint-surgeon.com/price-list-orthopedic-surgery-germany.html>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
72. Cennik zabiegów wysokiej osteotomii piszczelowej w Korei Południowej, <https://medigence.com/hospitals/orthopedics/osteotomy/south-korea>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
73. Konopka J., Gomoll A., Thornhill T., et al.: *The cost-effectiveness of surgical treatment of medial unicompartmental knee osteoarthritis in younger patients: a computer model-based evaluation*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, Vol. 97(10), pp. 807–817, 2015
74. Spahn G.: *Complications in high tibial (medial opening wedge) osteotomy*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, Vol. 124, pp. 649–653, 2004
75. de Mello W., Arruda L., Coluccini A., et al.: *Complications following medial opening wedge osteotomy of the knee: retrospective study*. Revista brasileira de ortopedia, Vol. 46(1), pp. 64–68, 2015
76. Spahn G., Kirschbaum S., Kahl E.: *Factors that influence high tibial osteotomy results in patients with medial gonarthrosis: a score to predict the results*. Osteoarthritis and cartilage, Vol. 14(2), pp. 190–195, 2006
77. Pornrattanamanee Wong C., Harnroongroj T., Chareancholvanich K.: *Loss of correction after medial opening wedge high tibial osteotomy: a comparison of locking plates without bone grafts and non-locking compression plates with bone grafts*. Journal of the Medical Association of Thailand, Vol. 12, pp. 21–28, 2012
78. Amendola A., Bonasia D.: *Results of high tibial osteotomy: review of the literature*. International orthopaedics, Vol. 34(2), pp. 155–160, 2010

79. Aglietti P., Rinonapoli E., Stringa G., et al.: *Tibial osteotomy for the varus osteoarthritic knee*. Clinical orthopaedics and related research, Vol. 176, pp. 239–251, 1983
80. Matthews L., Goldstein S., Malvitz T., et al.: *Proximal tibial osteotomy. Factors that influence the duration of satisfactory function*. Clinical orthopaedics and related research, Vol. 229, pp. 193–200, 1988
81. Rudan J., Simurda M.: *High tibial osteotomy. A prospective clinical and roentgenographic review*. Clinical orthopaedics and related research, Vol. 255, pp. 251–256, 1990
82. Ivarsson I., Myrner R., Gillquist J.: *High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. A 5 to 7 and 11 year followup*. The Journal of bone and joint surgery. British volume, Vol. 72, pp. 238–244, 1990
83. Naudie D., Bourne R., Rorabeck C., et al.: *The Install Award. Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. A 10- to 22-year followup study*. Clinical orthopaedics and related research, Vol. 367, pp. 18–27, 1999
84. Gstöttner M., Pedross F., Liebensteiner M., et al.: *Longterm outcome after high tibial osteotomy*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, Vol. 128(1), pp. 111–115, 2008
85. Akizuki S., Shibakawa A., Takizawa T., et al.: *The long-term outcome of high tibial osteotomy: a ten- to 20-year follow-up*. The Journal of bone and joint surgery. British volume, Vol. 90(5), pp. 592–596, 2008
86. Webb M., Dewan V., Elson D.: *Functional results following high tibial osteotomy: a review of the literature*. European journal of orthopaedic surgery & traumatology: orthopedie traumatologie, Vol. 28(4), pp. 555–563, 2018
87. Sterett W., Steadman J.: *Chondral resurfacing and high tibial osteotomy in the varus knee*. The American journal of sports medicine, Vol. 32(5), pp. 1243–1249, 2004
88. Weale A., Lee A., MacEachern A.: *High tibial osteotomy using a dynamic axial external fixator*. Clinical orthopaedics and related research, Vol. 382, pp. 154–167, 2001
89. Hernigou P., Ma W.: *Open wedge tibial osteotomy with acrylic bone cement as bone substitute*. Knee, Vol. 8(2), pp. 103–110, 2001
90. Capella M., Gennari E., Dolfin M., et al.: *Indications and results of high tibial osteotomy*. Annals of Joint, 2017
91. Papachristou G., Plessas S., Sourlas J., et al.: *Deterioration of long-term results following high tibial osteotomy in patients under 60 years of age*. International orthopaedics, Vol. 30(5), pp. 403–408, 2006
92. Chen X., Yang Z., Li H., et al.: *Higher risk of revision in total knee arthroplasty after high tibial osteotomy: a systematic review and updated meta-analysis*. BMC musculoskeletal disorders, Vol. 21(1), 2020
93. Saier T., Minzlaff P., Feucht, M., et al.: *Health-related quality of life after open-wedge high tibial osteotomy*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA, Vol. 25(3), pp. 934–942, 2017
94. Turska W., Skowron A.: *Metodyka oceny jakości życia*. Farmacja Polska, Vol. 65(8), pp. 572–580, 2009
95. Belsey J., Yaseen S., Jobson S., et al.: *Return to Physical Activity After High Tibial Osteotomy or Unicompartmental Knee Arthroplasty: A Systematic Review and Pooling Data Analysis*. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 49(5), pp. 1372–1380, 2021
96. Lysholm J., Tegner Y.: *Knee injury rating scales*. Acta Orthopaedica, Vol. 78(4), pp. 445–453, 2007
97. Jackson, J., Waugh W.: *Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee*. The Journal of bone and joint surgery. British volume, Vol. 43-B, pp. 746–751, 1961
98. Zhang H., Fan Y., Wang R., et al.: *Research trends and hotspots of high tibial osteotomy in two decades (from 2001 to 2020): a bibliometric analysis*. Journal of orthopaedic surgery and research, Vol. 15(1), 2020

99. Peña E., Calvo B., Martínez M., et al.: *A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint*. Journal of biomechanics, Vol. 39(9), pp. 1686–1701, 2006
100. Park S., Lee S., Yoon J., et al.: *Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis*. Medical engineering & physics, Vol. 63, pp. 33–41, 2019
101. Wang Y., Fan Y., Zhang M.: *Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element models*. Medical engineering & physics, Vol. 36(4), pp. 439–447, 2014
102. Khoshgoftar M., Vrancken A., van Tienen T., et al.: *The sensitivity of cartilage contact pressures in the knee joint to the size and shape of an anatomically shaped meniscal implant*. Journal of biomechanics, Vol. 48(8), pp. 1427–1435, 2015
103. Shriram D., Praveen Kumar G., Cui F., et al.: *Evaluating the effects of material properties of artificial meniscal implant in the human knee joint using finite element analysis*. Scientific reports, 7(1), 2017
104. Lin Y.-C.: *Experimental evaluation of a three-dimensional knee contact model using response surface optimization*. University of Florida, 2004
105. Dong Y.F., Dong Y.H., Xu Q., et al.: *The Effect of Varying Degrees of Radial Meniscal Tears on the Knee Contact Stresses: A Finite Element Analysis*. Advanced Materials Research, Vol. 304, pp. 135–141, 2011
106. Łuczkiwicz P., Daszkiewicz K., Chróścielewski J., et al.: *The Influence of Articular Cartilage Thickness Reduction on Meniscus Biomechanics*. PloS ONE, Vol. 11(12), 2016
107. Łuczkiwicz P., Daszkiewicz K., Witkowski W., et al.: *The influence of a change in the meniscus cross-sectional shape on the medio-lateral translation of the knee joint and meniscal extrusion*. PloS ONE, Vol. 13(2), 2018
108. Zhu L., Li L., Li Z., et al.: *Design and biomechanical characteristics of porous meniscal implant structures using triply periodic minimal surfaces*. Journal of translational medicine, Vol. 17(1), 2019
109. Mootanah R., Imhauser C., Reisse F., et al.: *Development and validation of a computational model of the knee joint for the evaluation of surgical treatments for osteoarthritis*. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, Vol. 17(13), pp. 1502–1517, 2014
110. Meireles S., Wesseling M., Smith C., et al.: *Medial knee loading is altered in subjects with early osteoarthritis during gait but not during step-up-and-over task*. PloS ONE, Vol. 12(11), 2017
111. Fukubayashi T., Kurosawa H.: *The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints*. Acta orthopaedica Scandinavica, Vol. 51(6), pp. 871–879, 1980
112. Di Paolo S.: *Cartilage contact pressure in the knee during walking in healthy and degenerated conditions: a subject-specific Finite Element modeling analysis*. University of Bologna, 2017
113. Trad Z., Barkaoui A., Chafra M., et al.: *Finite element analysis of the effect of high tibial osteotomy correction angle on articular cartilage loading*. Journal of engineering in medicine, Vol. 232(6), pp. 553–564, 2018
114. Kang K., Koh Y., Lee J., et al.: *The influence of the number of holes in the open wedge high tibial osteotomy on knee biomechanics using finite element analysis*. Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR, Vol. 107(4), 2021
115. Zeighami A., Dumas R., Aissaoui R.: *Knee loading in OA subjects is correlated to flexion and adduction moments and to contact point locations*. Scientific reports, Vol. 11(1), 2021
116. Venäläinen M., Mononen M., Salo J., et al.: *Quantitative Evaluation of the Mechanical Risks Caused by Focal Cartilage Defects in the Knee*. Scientific Reports, Vol. 6, 2016

117. Kang K., Koh Y., Lee J., et al.: *Biomechanical effect of a lateral hinge fracture for a medial opening wedge high tibial osteotomy: finite element study*. Journal of orthopaedic surgery and research, Vol. 15(1), 2020
118. Koh Y., Son J., Kim H., et al.: *Multi-objective design optimization of high tibial osteotomy for improvement of biomechanical effect by using finite element analysis*. Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society, Vol. 36(11), pp. 2956–2965, 2018
119. Yang J.C.-S., Lin K.-Y., Lin H.-H., et al.: *Biomechanical evaluation of high tibial osteotomy plate with internal support block using finite element analysis*. PLoS ONE, Vol. 16(2), 2021
120. Cofaru I., Oleksik M., Cofaru N., et al.: *A Computer-Assisted Approach Regarding the Optimization of the Geometrical Planning of Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy*. Applied Sciences, Vol. 12, 2022
121. Muzaffar N., Kirmani O., Ahsan M., et al.: *Meniscal Extrusion in the Knee: Should only 3 mm Extrusion be Considered Significant? An Assessment by MRI and Arthroscopy*. Malaysian orthopaedic journal, Vol. 9(2), pp. 17–20, 2015
122. Gajjar S., Solanki K., Shanmugasundaram S., et al.: *Meniscal Extrusion: A Narrative Review*. Orthopaedic journal of sports medicine, Vol. 9(11), 2021
123. Arjmand H., Nazemi M., Kontulainen S., et al.: *Mechanical Metrics of the Proximal Tibia are Precise and Differentiate Osteoarthritic and Normal Knees: A Finite Element Study*. Scientific reports, Vol. 8(1), 2018
124. Zhang C., McCully K.: *The Case for Measuring Long Bone Hemodynamics With Near-Infrared Spectroscopy*. Frontiers in Physiology, Vol. 11, 2020
125. Kundu J., Pati F., Shim J.-H., et al.: *Rapid prototyping technology for bone regeneration Rapid Prototyping of Biomaterials*. Principles and Applications, pp. 254-284, 2014
126. Geetha M., Singh A., Asokamani R. et al.: *Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review*. Progress in Materials Science, Vol. 54, pp. 397–425, 2009
127. Taylor M., Tanner K., Freeman M.: *Finite element analysis of the implanted proximal tibia: a relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration*. Journal of Biomechanics, Vol. 31, pp. 303–310, 1998
128. Kang, K., Tien T., Lee M., et al.: *Suitability of Metal Block Augmentation for Large Uncontained Bone Defect in Revision Total Knee Arthroplasty (TKA)*. Journal of clinical medicine, Vol. 8(3), 2019
129. Drake R., Vogl A. Mitchell A., red.: Burska M. i in.: Gray: Anatomia: Podręcznik dla studentów, tom 1., Wrocław 2016
130. Korpany J., Kulesa-Mrowiecka M., Kopański Z. et al.: *Damage to the ligaments, meniscus of the knee joint - alpine skiing*. Journal of Clinical Healthcare, Vol. 4, pp. 51-55, 2017
131. Cohen Z., McCarthy D., Kwak S., et al.: *Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements*. Osteoarthritis and Cartilage, Vol. 7(1), pp 95-109, 1999
132. Shah R., Martinez A., Pedoia V., et al.: *Variation in the Thickness of Knee Cartilage. The Use of a Novel Machine Learning Algorithm for Cartilage Segmentation of Magnetic Resonance Images*. The Journal of arthroplasty, Vol. 34(10), pp. 2210–2215, 2019
133. Beaufils P., Becker R., Kopf S., et al.: *Surgical management of degenerative meniscus lesions: the 2016 ESSKA meniscus consensus*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA, Vol. 25(2), pp. 335–346, 2017
134. Laxafoss E., Jacobsen S., Gosvig K., et al.: *The alignment of the knee joint in relationship to age and osteoarthritis: the Copenhagen Osteoarthritis Study*. Skeletal radiology, Vol. 42(4), pp. 531–540, 2013
135. Erdemir A., Sibole S.: *Open Knee: A Three-Dimensional Finite Element Representation of the Knee Joint*. Computational Biomodeling Core & Department of Biomedical Engineering Lerner Research Institute, Cleveland Clinic. Cleveland, 2010

136. Blanc R., Seiler C., Székely G., at al.: *Statistical model based shape prediction from a combination of direct observations and various surrogates: application to orthopaedic research*. Medical image analysis, Vol. 16(6), pp. 1156–1166, 2012
137. Mukherjee S., Bandyopadhyay O., Biswas A., at al.: *Detection of Osteoarthritis by Gap and Shape Analysis of Knee-Bone X-ray*. International Workshop on Computational Intelligence and Applications, 2018
138. Anas I., Musa T., Kabiru I., at al.: *Digital radiographic measurement of normal knee joint space in adults at Kano, Nigeria*. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine, Vol. 44 (2), pp. 253-258, 2013
139. Mehta N., Duryea J., Badger G., at al.: *Comparison of 2 Radiographic Techniques for Measurement of Tibiofemoral Joint Space Width*. Orthopaedic Journal of Sports Medicine, Vol. 5 (9), 2017
140. Więckowski D.: *The fundamentals of biomechanical modelling in transport facilities*. The Archives of Automotive Engineering - Archiwum Motoryzacji, Vol. 2, pp. 81-96, 2011
141. Rycina anatomii stawu kolanowego, <https://klinik-am-ring.de/en/orthopedics/injuries-conditions/knee-joint/anatomy-knee-joint/>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
142. Wismans J., Veldpaus F., Janssen J., at. Al.: *A three-dimensional mathematical model of the knee-joint*. Journal of Biomechanics, Vol. 13(8), pp. 677–685, 1980
143. Wojnicz W.: *Biomechaniczne modele układu mięśniowo-szkieletowego człowieka*. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2018
144. Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Wydawnictwo BK, Wrocław 2003
145. Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: *Bionika ruchu*. PWN, Warszawa 1976
146. Bagala F., Fuschillo V., Chiari L. at al.: *Calibrated 2D Angular Kinematics by Single-Axis Accelerometers: From Inverted Pendulum to N-Link Chain*. IEEE Sensors Journal, Vol. 12 (3), pp. 479-486, 2012
147. Bailey J., Matthew R., Seko S., at al.: *PRIZE IN BIOENGINEERING SCIENCE 2019: biomechanical changes in dynamic sagittal balance and lower limb compensatory strategies following realignment surgery in adult spinal deformity patients*. European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, Vol. 28(5), pp. 905–913, 2019
148. Asfour S., Eltoukhy M.: *Development and Validation of a Three-Dimensional Biomechanical Model of the Lower Extremity*. Theoretical Biomechanics, 2011
149. Rycina stawu zawiasowego – stawu kolanowego, <https://www.vedantu.com/question-sets/a803cda9-3543-44a2-97ee-41a60a0a984c4372931779078909894.png>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
150. Gupton M., Munjal A., Terreberry, R.: *Anatomy, Hinge Joints*. In StatPearls. StatPearls Publishing, 2022
151. Krievies M., Ramakrishnan R., Lavelle W., at al.: *Knee pain*. 2009
152. Shenoy R., Pastides P., Nathwani D.: *Biomechanics of the knee and TKR*. Orthopaedics and Trauma, Vol. 27(6), pp. 364–371, 2013
153. Marieswaran M., Sikidar A., Goel Aat al.: *An extended OpenSim knee model for analysis of strains of connective tissues*. Biomedical engineering online, Vol. 17(1), 2018
154. Rycina przedstawiająca obrazowanie stawu kolanowego z wykorzystaniem MRI, <https://two-views.com/ct/knee-scan.html>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
155. Rycina przedstawiająca obraz stawu kolanowego z MRI, <https://radiopaedia.org/cases/knee-mri-sagittal-pd-2>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
156. Erdemir A.: *Open Knee: open source modeling and simulation in knee biomechanics*. The journal of knee surgery, Vol. 29(2), pp. 107–116, 2016

157. Westermann R., Wolf B., Elkins, J.: *Effect of ACL reconstruction graft size on simulated Lachman testing: a finite element analysis*. The Iowa orthopaedic journal, Vol. 33, pp. 70–77, 2013
158. Sibole S., Erdemir A.: *Chondrocyte deformations as a function of tibiofemoral joint loading predicted by a generalized high-throughput pipeline of multi-scale simulations*. PloS ONE, Vol. 7(5), 2012
159. Guo H., Spilker R.: *An augmented Lagrangian finite element formulation for 3D contact of biphasic tissues*. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, Vol. 17(11), pp. 1206–1216, 2014
160. Meng Q., Jin Z., Wilcox R., at al.: *Computational investigation of the time-dependent contact behaviour of the human tibiofemoral joint under body weight*. Journal of engineering in medicine, Vol. 228(11), pp. 1193–1207, 2014
161. Chokhandre S., Colbrunn R., Bennetts C., at al.: *A Comprehensive Specimen-Specific Multiscale Data Set for Anatomical and Mechanical Characterization of the Tibiofemoral Joint*. PloS ONE, Vol. 10(9), 2015
162. Maas S., Erdemir A., Halloran J., at al.: *A general framework for application of prestrain to computational models of biological materials*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Vol. 61, pp. 499-510, 2016
163. Maas S., Weiss J., Ateshian G.: *FEBio User's Manual Version 4.0*. University of Utah, 2022
164. Yuen K., Kwok T., Qin L., at al.: *Characteristics of age-related changes in bone compared between male and female reference Chinese populations in Hong Kong: a pQCT study*. Journal of bone and mineral metabolism, Vol. 28(6), pp. 672–681, 2010
165. Donahue T., Hull M., Rashid M., at al.: *A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact*. Journal of biomechanical engineering, Vol. 124(3), pp. 273–280, 2002
166. Butz K., Chan D., Nauman E., at al.: *Stress distributions and material properties determined in articular cartilage from MRI-based finite strains*. Journal of Biomechanics, Vol. 44(15), pp. 2667-2672, 2011
167. Maas S., Ellis B., Ateshian G., at al.: (2012). *FEBio: Finite Elements for Biomechanics*. Journal of biomechanical engineering, Vol. 134, 2012
168. Gardiner J., Weiss J., Rosenberg T.: *Strain in the human medial collateral ligament during valgus loading of the knee*. Clinical Orthopaedics and Related Research, Vol. 391, pp. 266-274, 2001
169. Gardiner J., Weiss J.: *Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading*. Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society, Vol. 21 (6), pp. 1098-1106, 2003
170. Yao J., Snibbe J., Maloney M. at al.: *Stresses and strains in the medial meniscus of an ACL deficient knee under anterior loading: a finite element analysis with image-based experimental validation*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 128 (1), pp. 135-141, 2006
171. Kandil K., Rajaomazava T., Kamdem C. at al.: *Direct identification of Fung model parameters using evolutionary optimization approach*. 24ème Congrès Français de Mécanique 2019
172. Hauch K., Oyen M., Odegard G., at al.: *Nanoindentation of the insertional zones of human meniscal attachments into underlying bone*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Vol. 2 (4), pp. 339-347, 2009
173. Shriram D., Yamako G., Chosa E., at al.: *Biomechanical Evaluation of Isotropic and Shell-Core Composite Meniscal Implants for Total Meniscus Replacement: A Nonlinear Finite Element Study*. IEEE Access, Vol. 7, pp. 140084-140101, 2019
174. Uzuner S., Rodriguez M., Li L., at al.: *Dual fluoroscopic evaluation of human tibiofemoral joint kinematics during a prolonged standing: A pilot study*. Engineering Science and Technology, an International Journal, Vol. 22 (3), pp. 794-800, 2019



175. Urbanowski S., Łuczkiwicz, P., Grymek, S.: *Analysis of bone wedge dimensions selection methods in high tibial osteotomy*. Advances in Materials Science, Vol. 19, pp. 15-27, 2019
176. Norma PN-EN ISO 286-1:2011, Specyfikacje geometrii wyrobów (GPS) -- Układ kodowania ISO tolerancji wymiarów liniowych -- Część 1: Podstawy tolerancji, odchyłek i pasowań, 2011
177. Shirazi R., Shirazi-Adl, A.: *Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: Effect of osteochondral defects*. Journal of Biomechanics, Vol. 42(15), pp. 2458–2465, 2009
178. Guettler J., Demetropoulos C., Yang K., at al.: *Osteochondral Defects in the Human Knee*. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 32(6), pp. 1451–1458, 2004
179. Obeid E., Adams M., Newman J.: *Mechanical properties of articular cartilage in knees with unicompartmental osteoarthritis*. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, Vol. 76-B(2), pp. 315–319, 1994
180. Jakob R., Jacobi M.: *Closing wedge osteotomy of the tibial head in treatment of single compartment arthrosis*. Der Orthopade, Vol. 33(2), pp. 143–152, 2004
181. Rotta G., Kobiela J., Grymek S., at al.: *Mechanical properties of the human stomach under uniaxial stress action*. Current Science, Vol. 116, pp. 1886-1893, 2019
182. Katalog Fujifilm: *Prescale, pressure measurement film – instruction manual*. <https://s01.qind.nl/userfiles/110/File/Manual%20Fuji%20Film.pdf>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
183. Takroni T., Laouar L., Adesida A. at al.: *Anatomical study: comparing the human, sheep and pig knee meniscus*. Journal of experimental orthopaedics, Vol. 3 (1), 2016
184. Schulze-Tanzil G., Silawal S., Hoyer M.: *Anatomical feature of knee joint in Aachen minipig as a novel miniature pig line for experimental research in orthopaedics*. Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger : official organ of the Anatomische Gesellschaft, Vol. 227, 2020
185. Proffen B., McElfresh M., Fleming B., at al.: *A comparative anatomical study of the human knee and six animal species*. The Knee, Vol. 19(4), pp. 493–499, 2012
186. Rycina przedstawiająca staw kolanowy świński, <http://afs.ca.uky.edu/livestock/swine/skeletal/stifle-joint>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).
187. Katalog doboru produktów I-SCAN, <http://www.tekscan.pl/download/0iscan-katalog.pdf>, (data dostępu: 21.04.2023 r.).

WYKAZ RYSUNKÓW

1.1. Anatomia stawu kolanowego.....	15
1.2. Osie kończyny dolnej.....	17
1.3. Rozkład geograficzny choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego.....	19
1.4. Ludzki staw kolanowy.....	20
1.5. Płyty stabilizujące Neosteo.....	21
1.6. Płyta stabilizująca DePuy Synthes.....	21
1.7. Płyty stabilizujące Arthrex.....	22
1.8. System iBalance.....	22
1.9. Metoda Miniaciego.....	23
1.10. MAD.....	24
1.11. JLCA.....	25
1.12. LDFA i MPTA.....	25
1.13. CORA.....	26
1.14. Metoda Dugdale'a.....	27
1.15. Projekcja AP.....	28
1.16. Wykreślenie kąta korekcji metodą Miniaciego.....	29
1.17. Określenie MAD.....	30
1.18. Wykreślenie JLCA.....	30
1.19. Wykreślenie LDFA i MPTA.....	31
1.20. Wykreślenie kąta korekcji i CORA metodą Paleya.....	31
1.21. Wykreślenie kąta korekcji metodą Dugdale'a.....	32
1.22. Porównanie metod HTO.....	33
1.23. Kolejne kroki wykonywania zabiegu.....	33
2.1. Mapa publikacji.....	39
2.2. Struktura tkanki kostnej.....	47
2.3. Powierzchnie stawowe w stawie kolanowym.....	48
2.4. Rozkład sił działających na łąkotkę.....	50
2.5. Pomiar wartości ekstruzji.....	51
3.1. Porównanie szpary stawowej.....	57
4.1. Idea tworzenia modeli.....	59
4.2. Model biomechaniczny segmentów układu szkieletowego.....	60
4.3. Staw kolanowy jako staw zawiasowy.....	60
4.4. Biomechaniczne ruchy w stawie kolanowym.....	61
4.5. Model dynamiczny kończyny dolnej.....	61
4.6. Sekwencja otrzymania wyników analizy numerycznej począwszy od obrazowania....	62
4.7. Segmentacja obrazu MRI stawu kolanowego.....	63
4.8. Części składowe modelu stawu kolanowego.....	64
4.9. Model siatkowy stawu kolanowego.....	65



4.10. Elementy typu quad4 i hex8.....	65
4.11. Wymiary charakterystyczne kości udowej i piszczelowej.....	66
4.12. Wykreślenie położenia środka głowy kości udowej oraz środka stawu skokowego...	68
4.13. Model wykorzystany w badaniach różnych modułów sprężystości podłużnej.....	68
4.14. Geometria modelu stawu kolanowego.....	72
4.15. Kontakty typu węzeł-węzeł.....	73
4.16. Obciążenie układu.....	74
5.1. Mapa nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych kości piszczelowej w zdrowym stawie kolanowym.....	76
5.2. Przemieszczenia łąkotec.....	78
5.3. Pomiar ekstruzji łąkotec.....	78
6.1. Rozkład obciążenia na plateau kości piszczelowej.....	80
6.2. Kość piszczelowa z płytą fiksującą.....	81
6.3. Przemieszczenie kości piszczelowej i płyty stabilizującej.....	82
6.4. Wartość utraty kąta korekcji.....	83
7.1. Pierwsza metoda odwzorowania uszkodzenia powierzchni stawowej.....	85
7.2. Druga metoda odwzorowania uszkodzenia powierzchni stawowej.....	86
7.3. Trzecia metoda odwzorowania uszkodzenia powierzchni stawowej.....	86
7.4. Spiętrzenie nacisków powierzchniowych w obszarze ubytku.....	87
7.5. Zależność przebiegu osi mechanicznej od stopnia uszkodzenia powierzchni stawowej.....	88
7.6. Zredukowane grubości powierzchni stawowych.....	88
7.7. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych w stawie z ubytkiem 1/3 grubości.....	89
7.8. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych piszczeli z ubytkiem 2/3 grubości.....	90
8.1. Przykładowa zmiana położenia stawu skokowego.....	92
8.2. Wykreślenie kąta korekcji dla stawu kolanowego z ubytkiem 1/3 grubości powierzchni stawowej.....	93
8.3. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych piszczeli po zabiegu.....	94
8.4. Weryfikacja przebiegu osi mechanicznej kończyny dolnej po zabiegu.....	96
9.1. Najbardziej oddalone węzły łąkotec w rzucie od góry i AP.....	98
9.2. Przemieszczenia łąkotec wzdłuż osi X.....	99
9.3. Pomiar ekstruzji łąkotec w stawie zmienionym chorobowo.....	100
9.4. Pomiar ekstruzji łąkotec w stawie po zabiegu.....	100
10.1. Maszyna do ściskania i rozciągania tkanek.....	103
10.2. Schemat maszyny z zamocowanym stawem kolanowym.....	104
10.3. Przykład pomiaru nacisku.....	105
10.4. Wyciąg z karty katalogowej Fujifilm Prescale.....	106
10.5. Schemat przetwarzania pomiarów.....	107
10.6. Świński staw kolanowy.....	107



10.7. Porównanie kluczowych cech stawu ludzkiego i świńskiego.....	107
10.8. Przygotowanie stawu do badania.....	108
10.9. Staw kolanowy zamocowany w stanowisku badawczym.....	108
10.10. Kość piszczelowa z uszkodzoną powierzchnią stawową.....	109
10.11. Wyniki pomiarów i rozkłady nacisków powierzchniowych.....	110
11.1. Kąt między liniami stycznymi do kłykci (kąt JLCA).....	112
11.2. Wykreślenie kąta korekcji nową metodą.....	113
11.3. Rozkład nacisków powierzchniowych na powierzchniach stawowych piszczeli po zabiegu z kątem korekcji wyznaczonym nową metodą.....	114
11.4. Pomiar ekstruzji łąkówek w stawie po zabiegu z wykorzystaniem nowej metody.....	115
11.5. Oś mechaniczna kończyny dolnej uzyskana przez wprowadzenie korekcji określonej nową metodą.....	116

WYKAZ TABEL

2.1. Liczba operacji na 100 tys. mieszkańców, w poszczególnych województwach w roku 2021.....	36
2.2. Dane materiałowe kości zbitej, gąbczastej i stopu tytanu.....	48
4.1. Dane o dawcy stawu kolanowego.....	63
4.2. Parametry modelu siatkowego.....	66
4.3. Dane materiałowe powierzchni stawowych.....	69
4.4. Dane materiałowe więzadeł.....	70
4.5. Dane materiałowe łąkrotek.....	71
4.6. Dane materiałowe zamocowań rogów łąkrotek.....	71

WYKAZ WYKRESÓW

2.1. Liczba refundowanych operacji wysokiej osteotomii piszczelowej w Polsce w latach 2015 - 2021.....	35
2.2. Wzrost liczby publikacji dotyczących HTO odnotowanych w Web of Science w latach 2001 – 2020.....	39
5.1. Zmiana wartości nacisków powierzchniowych po stronie bocznej i przyśrodkowej w trakcie analizy.....	76
5.2. Zmiana położenia węzłów N77464 i N83341 w zdrowym stawie kolanowym.....	77
7.1. Zmiana wartości nacisków powierzchniowych w trakcie badania w stawie z ubytkiem 1/3 grubości.....	90
7.2. Zmiana wartości nacisków powierzchniowych w trakcie badania w stawie z ubytkiem 2/3 grubości.....	91
8.1. Zmiana wartości nacisków po stronie bocznej i przyśrodkowej w stawie po zabiegu.....	95
9.1. Zmiana położenia węzłów N77464 i N83341 w stawie zmienionych chorobowo.....	101
9.2. Zmiana położenia węzłów N77464 i N83341 w stawie po zabiegu.....	101
11.1. Wzrost wartości nacisków najbardziej obciążonych elementów po stronie bocznej i przyśrodkowej w stawie po zabiegu z kątem korekcji wyznaczonym nową metodą.....	115