

ZAKŁAD MECHANIKI TECHNICZNEJ
INSTYTUT MECHANIKI STOSOWANEJ
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ
POLITECHNIKA POZNAŃSKA

ROZPRAWA DOKTORSKA

**BIOMECHANICZNA ANALIZA OBCIĄŻEŃ
STAWU KOLANOWEGO PODCZAS
WYKONYWANIA TESTU IZOKINETYCZNEGO**

Martyna **BIAŁECKA**

Promotor: dr hab. inż. Jacek **BUŚKIEWICZ**

Promotor pomocniczy: dr Tomasz **WALCZAK**



Poznań, 2022

Podziękowania

Szczególne podziękowania kieruję w stronę Promotorów, dr. hab. inż. Jacka Buśkiewicza, za liczne konsultacje oraz wsparcie merytoryczne, oraz dr. Tomasza Walczaka, dzięki któremu podjęłam ścieżkę doktoratu na Politechnice Poznańskiej.

Dziękuję klinice Rehasport w Poznaniu, w szczególności dr Tomaszowi Piontkowi, za udostępnienie danych medycznych oraz wsparcie merytoryczne.

Dziękuję wszystkim tym, których mam zaszczyt nazywać

*Rodziną i Przyjaciółmi,
którzy wspierali mnie w tej drodze.*

Spis treści

| | |
|--|-----------|
| Streszczenie..... | 7 |
| Abstract..... | 8 |
| Rozdział 1 Wprowadzenie | 10 |
| 1.1. Tematyka rozprawy | 10 |
| 1.2. Zawartość rozprawy i układ jej treści..... | 12 |
| Rozdział 2 Przegląd stanu wiedzy | 15 |
| 2.1. Anatomia i biomechanika stawu kolanowego..... | 15 |
| 2.2. Test izokinetyczny | 20 |
| 2.3. Obciążenia stawu kolanowego | 27 |
| 2.4. Modele obciążeń stawu kolanowego podczas testu izokinetycznego | 31 |
| 2.5. Motywacja podjęcia tematu..... | 37 |
| Rozdział 3 Cele i teza pracy | 40 |
| Rozdział 4 Analiza przebiegu momentu sił mięśniowych w stawie kolanowym podczas badania izokinetycznego | 42 |
| 4.1. Metodyka badania stawu kolanowego na dynamometrze izokinetycznym | 42 |
| 4.2. Analiza momentu sił mięśniowych osób bez urazu w stawie kolanowym | 44 |
| 4.2.1. Grupa badawcza | 44 |
| 4.2.2. Metodyka badania | 45 |
| 4.2.3. Wyniki..... | 48 |
| 4.3. Analiza momentu sił mięśniowych osób po zabiegu regeneracji łąkotki przyśrodkowej | 51 |
| 4.3.1. Grupa badawcza | 51 |
| 4.3.2. Wyniki..... | 53 |
| 4.4. Podsumowanie..... | 60 |
| Rozdział 5 Opracowanie i walidacja zindywidualizowanego osobniczo modelu biomechanicznego stawu kolanowego (TFITIMD)... | 61 |
| 5.1. Założenia modelu biomechanicznego | 61 |
| 5.2. Parametry anatomiczne obliczane na podstawie literatury | 65 |
| 5.3. Wyprowadzenie równań na składowe siły piszczelowo-udowej | 68 |

| | |
|--|------------|
| 5.4. Grupa badawcza | 70 |
| 5.5. Pomiary na obrazach MRI..... | 71 |
| 5.6. Walidacja modelu TFITIMD z zastosowaniem modelu Nisella | 80 |
| 5.7. Wyniki | 85 |
| 5.8. Dyskusja wyników i podsumowanie | 90 |
| 5.9. Zakres stosowalności modelu TFITIMD..... | 92 |
| Rozdział 6 Analiza przebiegu siły piszczelowo-udowej u pacjentów po rekonstrukcji łąkotki w wybranych okresach pooperacyjnych | 94 |
| 6.1. Grupa badawcza | 94 |
| 6.2. Wyniki | 95 |
| 6.3. Dyskusja wyników i podsumowanie | 103 |
| Rozdział 7 Podsumowanie i kierunki dalszych badań | 108 |
| Bibliografia | 113 |
| Spis rysunków i tabel | 120 |

Streszczenie

W niniejszej rozprawie zaprezentowano wyniki badań obciążeń biomechanicznych w stawie kolanowym podczas testu izokinetycznego. W pierwszej części rozprawy skupiono się na analizie momentów sił mięśni prostujących i zginających staw pod obciążeniem kończyny zadany przez dynamometr izokinetyczny. Pomimo szerokiego stosowania testów izokinetycznych w wielu klinikach lekarskich, materiał referencyjny dla tego typu badań opisujących obciążenie w całym zakresie ruchu stawu kolanowego jest w literaturze bardzo ograniczony. W ramach niniejszej rozprawy doktorskiej zaproponowano model referencyjny opisujący przebieg momentu sił mięśniowych na podstawie 340 testów izokinetycznych zdrowych stawów kolanowych. Materiał badawczy stanowiły testy piłkarzy grających na poziomie ekstraklasy, którzy nie doznali kontuzji stawu kolanowego 12 miesięcy przed i po teście izokinetycznym. Następnie model referencyjny posłużył do opisu zmiany przebiegu momentu sił mięśniowych po upływie 6., 12. i 24. miesięcy po operacji, wśród pacjentów leczonych z powodu uszkodzenia łąkotki przyśrodkowej. Analiza wykazała, że przebieg momentu sił mięśniowych wśród pacjentów po operacji ewoluje do przebiegu opisanego przez model referencyjny, co może sugerować stopniowy postęp i zdolność do wykonywania bardziej dynamicznych ruchów. Jednak nadal wśród osób operowanych w 24. miesiącu po operacji wynik badania odbiega od modelu referencyjnego.

Celem drugiej części rozprawy było opracowanie i walidacja częściowo zindywidualizowanego biomechanicznego modelu wyprostu stawu kolanowego, do obliczenia siły piszczelowo-udowej działającej na powierzchnię stawową kości piszczelowej podczas testu izokinetycznego. Wykorzystano dokumentację medyczną sześciu pacjentów, u których wykonano diagnostykę obrazową rezonansem magnetycznym oraz badania izokinetyczne po upływie roku od zabiegu łąkotki. Opracowano model matematyczny wykorzystujący równania kinestatyki i dane literaturowe, a następnie zweryfikowano go w oparciu o analizę porównawczą z modelem Nisella opisywanym w literaturze. Istotne różnice pomiędzy wartościami obliczonymi za pomocą opracowanego modelu i modelu porównawczego potwierdzono dla wartości szczytowej normalnej i stycznej siły piszczelowo-udowej. Ponadto w pracy zawarto rozdział poświęcony analizie zmiany siły piszczelowo-udowej w trakcie procesu rehabilitacji 6, 12 i 24 miesiące po operacji wśród pacjentów leczonych z powodu uszkodzenia łąkotki przyśrodkowej, w którym porównano wartości siły piszczelowo-udowej ze względu na płeć pacjenta, a także ze względu na inne aktywności fizyczne życia codziennego.

Abstract

This dissertation presents a study of biomechanical load in the knee joint during isokinetic test. The first part of the dissertation is focused on the analysis of muscle torques acting in the knee joint to flex and extend the knee under load exerted on the limb by the isokinetic dynamometer. Despite the wide use of isokinetic tests in medical clinics, reference material for this type of examination describing the load in the range of motion of the knee joint, was very limited in the literature. Within this doctoral dissertation, isokinetic tests of healthy knee joints were used to describe the shape of the isokinetic curve reference model. A set of parameters describing the isokinetic curve was proposed and presented based on 340 tests of elite football players who did not sustain any injury around the knee joint 12 months before and after the isokinetic test. Subsequently, the reference model was used to describe a change in the knee torque isokinetic curve 6, 12, and 24 months after the surgery, among the patients treated due to the medial meniscus tear. The analysis showed that parameters of the isokinetic curve among patients after the surgery change to those designated by the reference model, which can suggest a gradual progress and ability to perform more dynamic movements. However, among operated patients 24 months after the surgery, the test result still differs from the reference model.

The aim of the second part of the dissertation was to develop and validate a semi-individualised mechanical model of knee extension that could be applied to calculate the tibiofemoral force acting on the articular surface of the tibia during the isokinetic test. There were used medical records of a sample of six patients who underwent magnetic resonance imaging diagnostics and isokinetic tests performed 1 year after knee arthroscopic meniscus repair procedures. A mathematical model using kinetostatic equations and literature data was developed and subsequently validated by comparatory analysis to the one previously described by Nisell. Significant differences between values calculated with the developed model and those calculated with the Nisell model were confirmed for the normal and shear tibiofemoral force. Moreover, the work also contains a chapter on the analysis of the change in tibiofemoral force during rehabilitation process 6, 12, and 24 months after the surgery, among patients treated due to medial meniscus tear, in which differences in the values of tibiofemoral force values were analysed with respect to the patient's sex, as well as to other activities of daily living.

Występujące w pracy skróty (alfabetycznie)

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

ADL – czynności życia codziennego, np. chód i wchodzenie po schodach (z ang. *activities of daily living*),

AMMS – nazwa metody artroskopowej rekonstrukcji łąkotki membraną kolagenową (z ang. *Arthroscopic Meniscus Membrane Suturing*),

BM – masa ciała pacjenta (z ang. BM, tj. *body mass*),

BW – ciężar ciała pacjenta lub osoby badanej (z ang. *body weight*),

CHZSK – choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego,

CKC – zamknięty łańcuch kinematyczny (z ang. *closed kinetic chain*),

MRI – badanie obrazowe wykonane techniką rezonansu magnetycznego (z ang. *magnetic resonance imaging*),

OKC – otwarty łańcuch kinematyczny (z ang. *open kinetic chain*),

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

SD – odchylenie standardowe (z ang. *standard deviation*),

SK – staw kolanowy,

TF – siła piszczelowo-udowa (z ang. *tibiofemoral force*),

TFITIMD – nazwa autorskiego modelu przeznaczonego do obliczania siły piszczelowo-udowej podczas TISK zaproponowanego w ramach rozprawy doktorskiej (z ang. *Tibiofemoral Force Isokinetic Test Individual MRI Data*),

TISK – test izokinetyczny stawu kolanowego.

Rozdział 1

Wprowadzenie

1.1. Tematyka rozprawy

Rozwój naukowy na pograniczu dziedzin takich jak mechanika, inżynieria biomedyczna, ortopedia i obrazowanie medyczne dostarcza w ostatnich dziesięcioleciach obszernej wiedzy w zakresie budowy, kinematyki i obciążeń jednego z najbardziej złożonych i narażonych na urazy stawów człowieka, którym jest staw kolanowy. Jednak mimo tak szerokiej wiedzy, w dalszym ciągu nie opracowano jednego, skutecznego modelu, który w sposób dokładny i uniwersalny opisywałby profil obciążeń stawu kolanowego. Jest to spowodowane tym, że profil ten jest wysoce zależny m.in. od rodzaju podejmowanej aktywności fizycznej, płci oraz indywidualnej anatomii osoby badanej. W wyniku tego praktycznie każdy rodzaj aktywności fizycznej wymaga sformułowania odrębnych modeli, uwzględniających specyfikę danego ruchu i grupy klinicznej, do której się odnosi. Ponadto współczesne metody badania obciążeń stawu kolanowego są często czasochłonne obliczeniowo, wymagają zastosowania specjalistycznych programów komputerowych i prowadzą do wyników wymagających wnikliwej interpretacji, przez co wiedza ta nie jest bezpośrednio transferowana do codziennej praktyki klinicznej w celu opisanego stanu indywidualnego pacjenta. Najczęściej efekty tych badań są uśredniane w kontekście danej grupy klinicznej, w której pacjentów różnicuje się głównie ze względu na płeć oraz wiek.

Układ narządu ruchu człowieka jest szczególnym rodzajem mechanizmu biologicznego, który aby prawidłowo funkcjonować, musi być dociążany, ponieważ ruch odpowiada za prawidłowy stan mięśni (poprzez zwiększanie grubości włókien mięśniowych) i kości (poprzez poprawę budowy wewnętrznej kości, lepiej dostosowując ją do przenoszenia obciążeń). Pomaga w utrzymaniu elastyczności więzadeł, a także wpływa na lepsze zaopatrzenie tkanek w tlen i składniki odżywcze. Jednak nadmierne obciążenie narządu ruchu człowieka często prowadzi do przeciążenia tkanek, skutkującego ich urazami mechanicznymi, ścieraniem i rozrywaniem struktur chroniących i amortyzujących stawy (np. tkanki chrzęstnej i łąkotki stawu kolanowego). Aby zapobiec negatywnym efektom dużych obciążeń przenoszonych przez

stawy, ważne jest optymalne rozłożenie sił na ich powierzchni. Istotne znaczenie ma tu utrzymanie prawidłowej mechaniki stawu, w celu zachowania odpowiedniej proporcji pomiędzy ruchem obrotowym i ślizgowym w stawie kolanowym, a także w celu zapewnienia symetrii obciążeń powierzchni stawowych w całym zakresie ruchu [1]. Każde uszkodzenie w obrębie tkanek stawowych wpływa na zachwianie równowagi biomechanicznej. Właśnie z tego względu we współczesnej ortopedii kładzie się duży nacisk na zabiegi małoinwazyjne (np. artroskopowe) i medycynę regeneracyjną np. szycie i augmentację łąkotki stawu kolanowego, aby w okresie jak najkrótszym od doznania urazu przywrócić prawidłową funkcjonalność stawu.

Lekarze i fizjoterapeuci planujący rehabilitację i programy treningowe dla pacjentów po operacjach, powinni być świadomi wielkości obciążeń występujących w stawach podczas zalecanych czynności i ćwiczeń podczas rehabilitacji. Z jednej strony w wielu przypadkach bardzo ważna jest wczesna aktywizacja pacjenta po operacji, a więc wdrożenie rehabilitacji nawet w pierwszym dniu po zabiegu [2]–[5]. Z drugiej strony ćwiczenia zalecane pacjentom nie powinny generować w operowanym stawie zbyt dużych obciążeń, aby nie uszkodzić operowanych struktur oraz aby nie pogarszać stanu chorobowego obejmującego staw, np. w przypadku choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego (CHZSK).

Świadome zaplanowanie wielkości obciążeń stawu kolanowego podczas procesu rehabilitacyjnego jest możliwe, jednak wymaga od specjalistów wzięcia pod uwagę wielu czynników, w tym specyfiki ćwiczeń i testów obserwacyjnych stosowanych rutynowo w ramach opieki pozabiegowej. Jest możliwe na przykład zmniejszenie sił przenoszonych przez więzadła krzyżowe w stawie kolanowym poprzez dobranie odpowiedniego zakresu ruchu, prędkości i pozycji ćwiczeń, przy jednoczesnym zastosowaniu tzw. kokontrakcji, czyli napięcia mięśni antagonistycznych [6]. Jednak optymalny zakres ruchu może być różny dla różnych pacjentów ze względu na indywidualne cechy budowy anatomicznej stawu i ze względu na rozwijaną siłę mięśniową. Dodatkowo każdy z testów czy ćwiczeń może generować różnej wielkości siłę. Dlatego też w niniejszej rozprawie doktorskiej skupiono się na analizie obciążeń stawu kolanowego podczas wykonywania jednego z najczęściej stosowanych testów do pozabiegowej oceny momentu sił mięśniowych, tj. testu izokinetycznego stawu kolanowego (TISK). Test ten, klasyfikowany jako ćwiczenie wykonywane w otwartym łańcuchu kinematycznym, ze znaczącym obciążeniem zewnętrznym, może stanowić duże obciążenie dla stawu kolanowego. Dlatego powinien być stosowany ze szczególną ostrożnością wśród osób po operacji stawu lub cierpiących na CHZSK.

Rozprawa stanowi uzupełnienie dotychczasowej wiedzy literaturowej w zakresie wartości normatywnych momentu sił mięśniowych (na przykładzie osób zdrowych) oraz dostarcza wiedzy w zakresie zmiany momentu sił mięśniowych dla grupy osób operowanych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej. Ponadto, w pracy zaproponowano model biomechaniczny do obliczania siły występującej pomiędzy powierzchniami stawowymi kości udowej i piszczelowej podczas wykonywania TISK. W odróżnieniu od modeli biomechanicznych TISK zaprezentowanych w literaturze, model opracowany w niniejszej rozprawie doktorskiej uwzględnia anatomie osoby badanej, a także implementuje wyniki szczegółowych badań fluoroskopowych związanych z opisem kinematyki stawu kolanowego.

1.2. Zawartość rozprawy i układ jej treści

Niniejsza rozprawa doktorska składa się z siedmiu rozdziałów, prezentujących efekt badań nad zagadnieniami obciążeń występujących w obrębie stawu kolanowego podczas TISK. Profil obciążeń prezentowany jest w formie przebiegu momentów sił mięśni prostujących i zginających staw kolanowy w całym zakresie ruchu w stawie wymaganym podczas TISK. Drugim sposobem prezentacji obciążeń stawu kolanowego w niniejszej rozprawie, mającym większe znaczenie z perspektywy klinicznej, jest przedstawienie ich w formie sił działających na powierzchni stawowej piszczelowo-udowej, podczas wyprostu stawu kolanowego, które są wyznaczane za pomocą autorskiego modelu biomechanicznego TFITIMD (z ang. *Tibiofemoral Force Isokinetic Test Individual MRI Data*).

W rozdziale pierwszym przedstawiono tematykę rozprawy, opisano kluczowe pojęcia i zagadnienia, wprowadzając czytelnika w kontekst badań i motywację do podjęcia tematu z perspektywy klinicznej. Zaprezentowano także układ treści rozprawy.

W rozdziale drugim opisano aktualny stan wiedzy związany z anatomią i biomechaniką stawu kolanowego, istotny w kontekście prowadzonych badań. Ponadto opisano sposób prezentacji obciążeń stawu kolanowego w literaturze naukowej i zaprezentowano wartości obciążeń występujących w obrębie stawu kolanowego podczas różnych aktywności ruchowych. Na podstawie przeglądu literatury omówiono najważniejsze modele biomechaniczne opracowane na potrzeby badania obciążeń stawu kolanowego podczas TISK. Następnie omówiono TISK, skupiając się przede wszystkim na ocenie jakościowej wyników tego testu oraz znaczeniu wyników w kontekście klinicznym.

Trzeci rozdział opisuje motywację podjęcia tematu, w odniesieniu do przedstawionej w rozdziale pierwszym i drugim dyskusji prac naukowych i istniejących modeli TISK. Następnie zaprezentowano cele i zadania badawcze pracy oraz sformułowano tezę niniejszej rozprawy doktorskiej.

W rozdziale czwartym, piątym oraz szóstym zaprezentowano główne osiągnięcia rozprawy, zawierające elementy nowości naukowej.

Mimo szerokiego i częstego stosowania TISK w ocenie przedoperacyjnej lub pooperacyjnej pacjenta, a także w ocenie przedsezonowej lub śródsezonowej sportowców, istnieje niewiele opracowań, które prezentowałyby wartości normatywne (referencyjne) momentów sił mięśniowych dla tego testu w całym wymaganym podczas TISK zakresie ruchu. Dostępne wzorce prezentują wartości momentów sił mięśniowych głównie w postaci wartości szczytowych dla danych grup pacjentów, a brakuje wzorców dla oceny jakościowej TISK. Ponadto, dostępne wzorce referencyjne często prezentują dane w sposób trudny do odtworzenia w codziennej praktyce klinicznej. Dlatego też w rozdziale czwartym opisano metodykę badań stawu kolanowego na dynamometrze izokinetycznym, która stanowi źródło danych przetwarzanych w kolejnych etapach badań. W rozdziale tym zostały również scharakteryzowane dwie grupy badawcze – grupa osób zdrowych oraz grupa osób operowanych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej. Prace zaprezentowane w części drugiej rozdziału czwartego skupiają się wokół opracowania wzorcowego przebiegu momentu sił mięśniowych, charakteryzującego zdrowy staw kolanowy, w całym rejestrowanym podczas TISK zakresie ruchu. Powstały wzorzec przebiegu momentu sił mięśniowych został opisany zestawem łatwo mierzalnych parametrów, które mogą stanowić źródło odniesienia dla innych TISK w codziennej praktyce klinicznej. Trzecia część rozdziału czwartego stosuje wcześniej wypracowaną metodykę do opisu przebiegu momentu sił mięśniowych dla ściśle wyselekcjonowanej grupy klinicznej, jaką są pacjenci po operacji łąkotki przyśrodkowej stawu kolanowego metodą AMMS (z ang. *Arthroscopic Meniscus Membrane Suturing*). W części tej zaprezentowano charakterystykę grupy klinicznej oraz przeanalizowano zmianę w przebiegu momentu sił mięśniowych w czasie rehabilitacji, tj. 6, 12 i 24 miesiące po zabiegu operacji łąkotki, względem przebiegu wzorcowego dla osób zdrowych.

Ze względu na złożoność budowy stawu kolanowego moment sił mięśni zginających i prostujących staw kolanowy nie jest związany prostą zależnością z wartością siły działającej na powierzchni stawowej. Dlatego też w rozdziale piątym zaprezentowano szczegółowe założenia dla autorskiego modelu biomechanicznego stawu kolanowego o akronimie TFITMD.

Przedstawiony model został opracowany w celu szacowania siły piszczelowo-udowej podczas wykonywania TISK na podstawie zarejestrowanego przez dynamometr izokinetyczny momentu sił mięśniowych oraz pomiarów anatomicznych stawu kolanowego i danych literaturo-
wych. W rozdziale tym opisano parametry modelu, sposób zastosowania danych literaturo-
wych oraz pomiaru odległości anatomicznych z obrazów MRI. Wyprowadzono równania na
składowe styczną i normalną siły piszczelowo-udowej. Następnie, model ten został przetesto-
wany na danych otrzymanych w przebiegu leczenia sześciu pacjentów ze względu na uszko-
dzenie łąkotki przyśrodkowej. W celu sprawdzenia czy model TFITIMD daje wyniki istotnie
różne od wyników modeli omówionych w literaturze, porównano go do modelu opracowanego
przez Nisella i wsp. [71], [72]. W sposób szczegółowy opisano metodę dostosowania modelu
Nisella i wsp. do danych zgromadzonych i przetworzonych w ramach niniejszej rozprawy
doktorskiej. Następnie porównano różnice w wartościach szczytowych siły piszczelowo-udo-
wej, obliczanej za pomocą modelu TFITIMD oraz Nisella i wsp. Przeprowadzona analiza wy-
kazała, że istnieją pewne różnice istotne statystycznie pomiędzy porównywanymi modelami,
które mogą być ważne z perspektywy klinicznej.

Rozdział szósty opisuje zastosowanie modelu TFITIMD do analiz sił piszczelowo-
udowych w większej grupie osób badanych, operowanych ze względu na uszkodzenie łąkotki
przyśrodkowej, którzy stanowili źródło danych badań opisanych również w rozdziale 4.3. Wy-
korzystano dane z różnych okresów po zabiegu, tak aby możliwa była obserwacja zmiany siły
piszczelowo-udowej w wyniku przeprowadzonego zabiegu oraz wdrożenia procesu rehabili-
tacji pacjenta. Ponadto w rozdziale tym dokonano oceny jakościowej przebiegu siły piszcze-
lowo-udowej, a także zwrócono uwagę na dużą zależność pomiędzy wartością siły piszcze-
lowo-udowej a rejestrowanym momentem mięśniowym oraz na istotny wpływ budowy ana-
tomicznej stawu na wartość siły przenoszonej na powierzchni stawowej.

Ostatni rozdział rozprawy doktorskiej stanowi podsumowanie pracy oraz wskazuje po-
tencjalne kierunki dalszych badań i rozwoju modelu TFITIMD. Podkreślono w nim znaczenie
przeprowadzonych w rozprawie analiz oraz możliwości rozszerzenia zastosowania opracowa-
nego modelu do badań innych przypadków klinicznych.

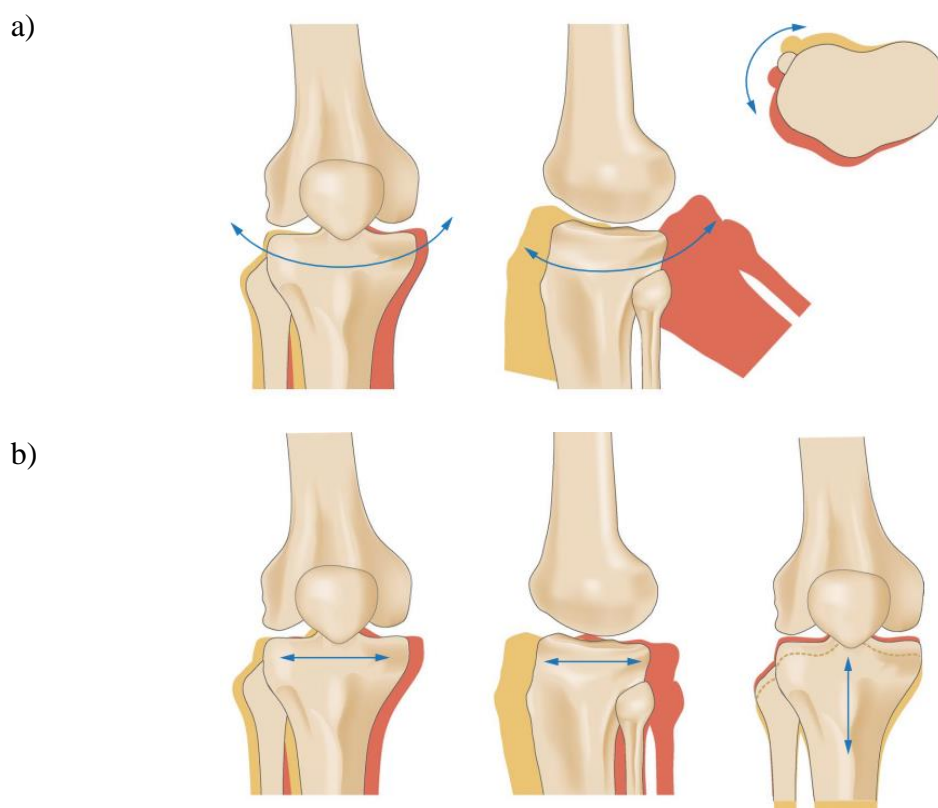
Na końcu rozprawy zamieszczono bibliografię i spis rysunków oraz tabel.

Rozdział 2

Przegląd stanu wiedzy

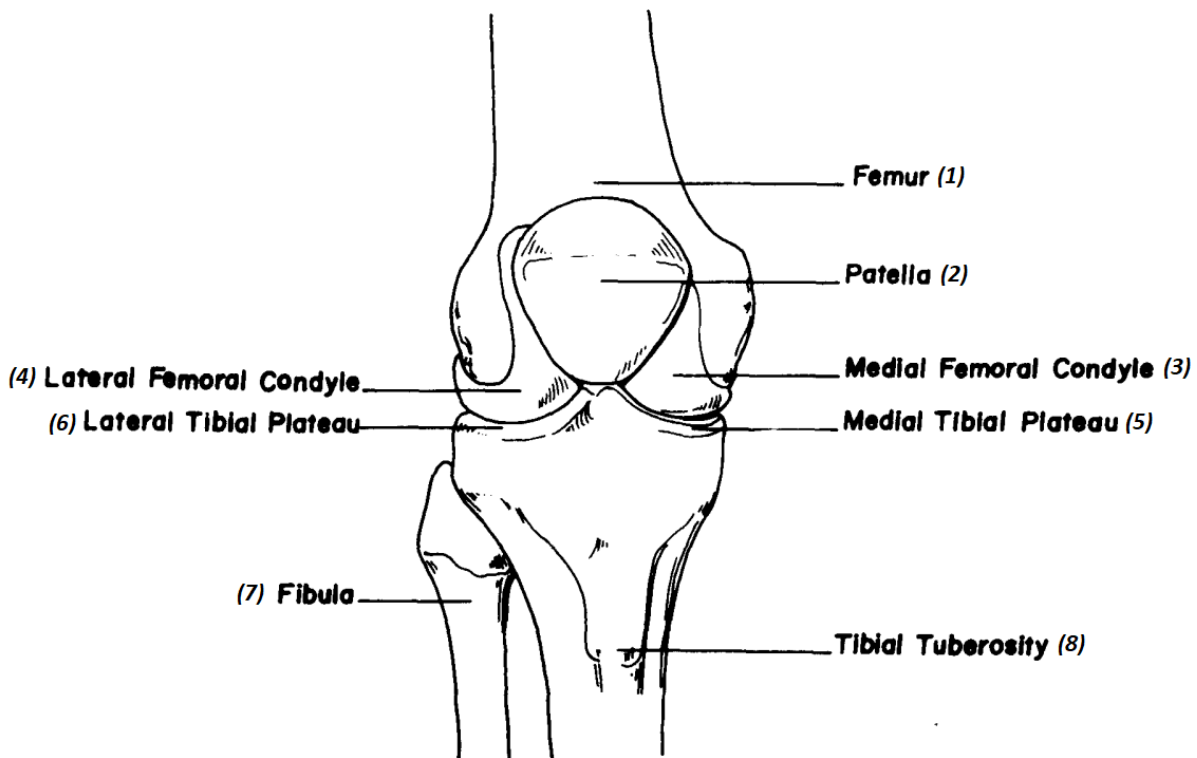
2.1. Anatomia i biomechanika stawu kolanowego

Staw kolanowy ze względu na swoją budowę i zakresy ruchów jest klasyfikowany w biomechanice jako staw zawiasowy. Staw taki swoją główną ruchomość ma w jednej płaszczyźnie (strzałkowej), w której zachodzą ruchy zgięcia i wyprostu. Pozostałe ruchy o znacznie mniejszym zakresie, to rotacja wewnętrzna i zewnętrzna, odwiedzenie i przywiedzenie, a także translacje w trzech ortogonalnych kierunkach. Daje to w sumie 6 stopni swobody (Rys. 2.1.1) [7]. Ruch zgięcia i wyprostu w płaszczyźnie strzałkowej jest na tyle dominującym ruchem w stawie kolanowym, że większość urządzeń projektowanych w celu wspomagania jego pracy lub rehabilitacji, uwzględnia tylko ten jeden stopień swobody w swojej konstrukcji (np. egzoszkielek kończyn dolnych o nazwie K11 i inne wymienione w pracy [8]).



Rys. 2.1.1. Ruchy możliwe do wykonania w stawie kolanowym stanowiące sześć stopni swobody: a) rotacja w płaszczyźnie czołowej (szpotawość-koślawość), strzałkowej (zgięcie-wyprost) oraz poprzecznej (rotacja wewnętrzna-zewnętrzna), b) translacja w kierunku boczno-przyśrodkowym, przednio-tylnym oraz ściskająco-rozciągającym [9]

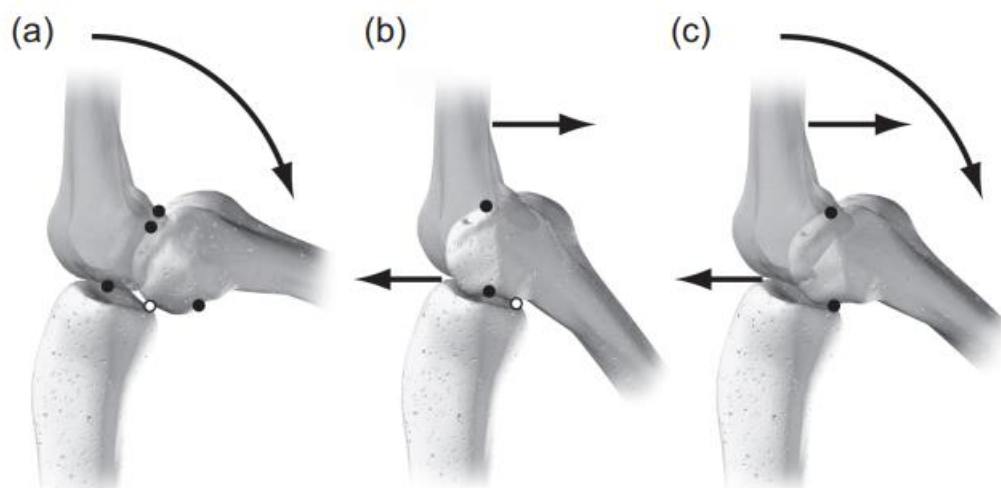
Staw kolanowy stanowią dwie kości (dalszy koniec k. udowej oraz bliższy koniec k. piszczelowej) i trzeszczka nazywana rzepką. Są one połączone systemem tkanek miękkich, których zadaniem jest m.in. stabilizacja i amortyzacja stawu, a także zapewnienie właściwej współpracy powierzchni stawowych piszczelowo-udowej oraz rzepkowo-udowej podczas ruchu (Rys. 2.1.2) [10].



Rys. 2.1.2. Anatomia kostna stawu kolanowego: (1) k. udowa, (2) rzepka, (3) kłykiec przyśrodkowy k. udowej, (4) kłykiec boczny k. udowej, (5) przyśrodkowa powierzchnia stawowa k. piszczelowej, (6) boczna powierzchnia stawowa k. piszczelowej, (7) kość strzałkowa, (8) guzowatość k. piszczelowej [11]

W naturalnym stawie kolanowym podczas zgięcia i wyprostowania stawu odbywają się jednocześnie dwa rodzaje ruchów na powierzchni piszczelowo-udowej: obrotowy oraz ślizgowy, regulowane pracą więzadeł krzyżowych, co sprawia, że w rzeczywistości staw kolanowy jest określany jako **ślizgowy staw zawiasowy** (Rys. 2.1.3). Złożenie tych ruchów powoduje, że chwilowy środek obrotu, wokół którego odbywa się ruch zgięcia i wyprostowania, znajdujący się w przybliżeniu na przecięciu więzadeł krzyżowych, przemieszcza się po półkolistej krzywej, leżącej w płaszczyźnie kłykcia [10], [12]. Co więcej, ze względu na występowanie ruchu ślizgowego, punkt kontaktu między kością udową a piszczelową jest trudny do wyznaczenia, i jego położenie może być zależne od tego, czy ruch ten wykonuje kończyna obciążona czy swobodna. Z kolei ruch w stawie rzepkowo-udowym odgrywa ważną rolę podczas wyprostowania

stawu kolanowego. Rzepka, czyli największa trzeszczka ciała ludzkiego znajdująca się w ścięgnię mięśnia czworogłowego uda, działa jako punkt podparcia zwiększający ramię dźwigni mięśnia czworogłowego uda, poprawiając wydajność mechanizmu wyprostu stawu. Rzepka stanowi również połączenie między mięśniem czworogłowym uda i więzadłem rzepki, dzięki czemu pośredniczy w przenoszeniu momentu sił mięśniowych na kość piszczelową [13].



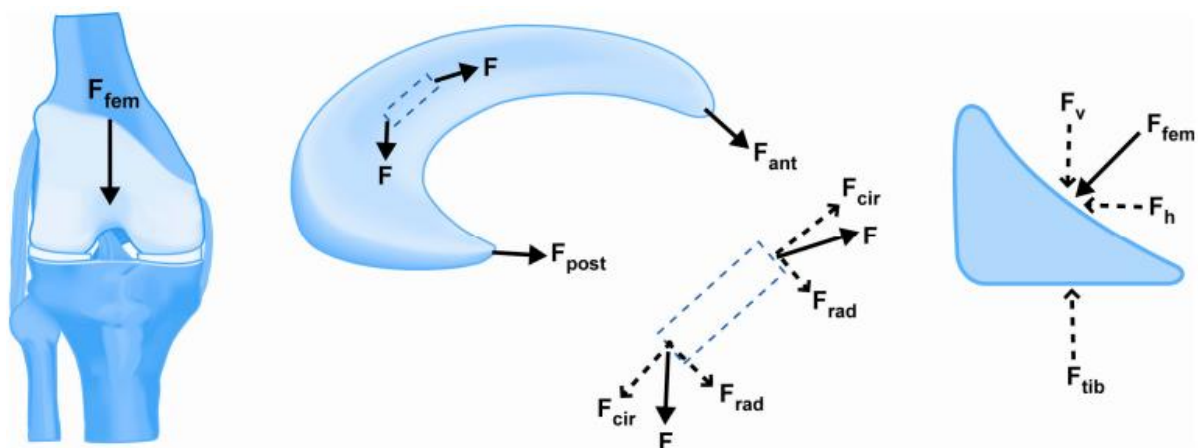
Rys. 2.1.3. Ruch (a) obrotowy oraz (b) ślizgowy podczas zgięcia stawu kolanowego. Złożenie tych dwóch ruchów (c) powoduje wycofanie kości udowej względem piszczelowej (z ang. *rollback*) umożliwiając ruch zgięcia/wyprostu stawu w szerokim zakresie (0° - 140°) [10]

Za ruch w stawie kolanowym odpowiedzialne są dwie główne grupy mięśniowe, wcześniej wspomniany mięsień czworogłowy uda oraz tylna grupa mięśni uda. Do mięśnia czworogłowego zalicza się mięsień prosty uda oraz mięsień obszerny pośredni, boczny i przyśrodkowy. Grupę tylną mięśni uda tworzą mięsień półścięgnisty, półbłoniasty oraz dwugłowy uda. Ruch w stawie kolanowym generowany przez wyżej opisane grupy mięśniowe jest regulowany zespołem tkanek miękkich (głównie poprzez łąkotki i więzadła).

Główkę stawową w stawie kolanowym tworzą kłykcie kości udowej i powierzchnia stawowa rzepki, natomiast panewkę tworzą powierzchnie stawowe górne kości piszczelowej oraz powierzchnia rzepkowa kości udowej. Kości udowa i piszczelowa są ze sobą połączone m.in. za pośrednictwem torebki stawowej, kaletki maziowej oraz wytrzymałych pasm tkanki łącznej nazwanych więzadłami. Więzadła krzyżowe pełnią funkcję biernych stabilizatorów stawu w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej jak i poprzecznej i zapewniają prawidłową kinematykę stawu, wpływając na ruch ślizgowy i rotację oraz zapobiegając nadmiernej translacji kości przy działaniu sił zewnętrznych. Więzadło krzyżowe przednie (ACL) odgrywa szcze-

gólną rolę przy prostowaniu stawu kolanowego od kąta zgięcia 40° do kończyny w pełni wyprostowanej i zapobiega translacji przedniej kości piszczelowej oraz nadmiernej rotacji wewnętrznej [6], [14]. Wiązadło krzyżowe tylne (PCL) zapobiega nadmiernej translacji tylnej kości piszczelowej w stosunku do udowej oraz nadmiernej rotacji zewnętrznej [15]. Obciążenia przenoszone przez więzadła krzyżowe są zależne od aktualnej pozycji stawu oraz działającego momentu zewnętrznego [6].

Aby zapewnić lepszy rozkład obciążeń przenoszonych w stawie, panewka utworzona przez kłykcie kości piszczelowej jest pogłębiona przez zbudowane z chrząstki włóknistej łąkotkę stawową boczną oraz przysródkową, które są w kontakcie z chrząstką stawową pełniącą m.in. rolę tłumiącą w stawie [16]. Łąkotki mają kształt półksiężyca, który dopasowuje do siebie niekongruentne powierzchnie kłykci kości udowej i piszczelowej. Zewnętrzna część łąkotek (tzw. strefa czerwona) jest grubsza od części wewnątrzstawowej (białej) i lepiej zaopatrzona w naczynia krwionośne, dzięki czemu ma ona większy potencjał regeneracyjny w przypadku jej uszkodzenia. Regeneracja uszkodzonej części białej jest praktycznie niemożliwa bez ingerencji operacyjnej [17]. Oprócz wyżej wymienionych funkcji łąkotek, stanowią one również ochronę chrząstki stawowej przed przeciążeniem, amortyzują siły ściskające między kością udową i piszczelową, uczestniczą w procesach odżywiania stawu i czucia głębokiego (propriocepcji), stanowią jeden z elementów zmniejszających tarcie w stawie oraz zwiększają jego stabilność [10], [18]. Szczególny, klinowaty kształt łąkotki sprawia, że bierze ona udział w redystrybucji obciążeń ściskających (osiowych) na siły rozciągające na całym jej obwodzie, zmniejszając w ten sposób naprężenia kontaktowe w stawie i chroniąc powierzchnię piszczelowo-udową (Rys. 2.1.4) [18].



Rys. 2.1.4. Schemat dystrybucji obciążeń osiowych (F_{fem}) działających na łąkotkę [19]

Podczas prawidłowego obciążania kończyny obciążeniem osiowym (F_{fem}) łąkotka odkształca się radialnie, co generuje na jej obręczy naprężenia obwodowe (F_{cir}) oraz powstają siły rozciągające w miejscach jej przyczepu do kości piszczelowej (F_{ant} , F_{post}). Siła pionowa i pozioma (odpowiednio F_v i F_h) wynikają z nacisku kości piszczelowej na zakrzywioną powierzchnię górną łąkotki. W wyniku takiego rozkładu obciążeń pojawia się radialna siła reakcji F_{rad} równoważąca działanie siły poziomej F_h [19].

Uszkodzenie łąkotki stawu kolanowego często jest związane z nagłym i silnym bólem w stawie oraz blokowaniem zakresu ruchu. Szybką ulgę od bólu i przywrócenie ruchomości w stawie w takim przypadku przynosi meniscektomia, tj. operacja usunięcia uszkodzonej łąkotki. Jednak doniesienia kliniczne ostatnich dwóch dekad zdecydowanie sugerują odejście od takiego sposobu postępowania, ze względu na złe długofalowe efekty kliniczne [20]–[22]. Usunięcie łąkotki jest związane ze zmniejszeniem powierzchni styku, przez którą przenoszone są naprężenia wynikające z obciążenia kończyny. Wpływa to bezpośrednio na zwiększenie nawet trzykrotnie wartości sił działających na kość i chrząstkę stawową, co przyczynia się do przyspieszonej degeneracji stawu [10]. Również częściowe uszkodzenie łąkotki sprawia, że traci ona swoje zdolności do redystrybucji obciążeń ściskających na obwodowe [23]. Z tego powodu coraz większym zainteresowaniem ortopedów oraz pacjentów na całym świecie cieszą się metody naprawy łąkotki stawu kolanowego, poprzez jej szycie, szycie wraz z augmentacją błoną kolagenową i osoczem bogatopłytkowym w celu zwiększenia potencjału regeneracyjnego strefy białej łąkotki, czy też zastępowania jej przeszczepem łąkotki autologicznej lub syntetycznej [24], [25].

Staw kolanowy jest uważany za największy staw w ciele człowieka, z najbardziej złożoną funkcją. Złożona budowa, wraz ze znaczącymi siłami, jakie musi przenosić powoduje, że jest również jednym z najczęściej kontuzjowanych stawów [26] i dlatego wciąż jest jednym z głównych punktów zainteresowania medyków, inżynierów i fizjoterapeutów na całym świecie. Pomimo zaawansowanej wiedzy w zakresie obrazowania czy biomechaniki tego stawu, nadal problemem jest wybór odpowiedniej metody leczenia, a nawet ustalenie kryteriów wyboru metody leczenia w przypadku uszkodzenia struktur tego stawu lub wystąpienia choroby zwyrodnieniowej. Jednak współczesna medycyna zauważa wyższość tych metod leczenia, które przywracają przede wszystkim prawidłową biomechanikę stawu, tj. zachowują oś mechaniczną, symetrię przenoszenia obciążeń przez powierzchnie stawowe, oraz zachowują pełny zakres ruchu i stabilność stawu [1].

2.2. Test izokinetyczny

Potwierdzenie skuteczności nowych metod zabiegowych i terapeutycznych stosowanych do poprawy zdrowia pacjentów we współczesnej ortopedii i rehabilitacji jest możliwe dzięki zastosowaniu obiektywnych metod pomiarowych. Jedną z takich metod, stosowaną do dynamicznej oceny pojedynczych zespołów mięśniowych, jest test izokinetyczny wykonywany przy użyciu specjalistycznego dynamometru typu Biodex System czy Cybex. Dokładniej ujmując, **test izokinetyczny** to pomiar momentów sił mięśniowych podczas wykonywania ruchu w stawie ze stałą prędkością, przy zadanych warunkach kontrolnych. Jest stosowany do oceny procesu rehabilitacji oraz treningu wszystkich większych stawów człowieka (w stawie kolanowym, skokowym, biodrowym i ramiennym) oraz mięśni tułowia. Test izokinetyczny jest często stosowany w ortopedii i biomechanice sportu, np. jako badanie przesiewowe przed lub w trakcie sezonu sportowego oraz jako narzędzie monitorujące postępy rehabilitacji, gdzie głównym parametrem podlegającym ocenie jest balans mięśniowy mięśni prostujących i zginających badany staw [27], [28]. Dynamometry izokinetyczne są również wykorzystywane do pomiaru skurczu izometrycznego, jednak nie jest to ich głównym zadaniem.

Wynikiem testu izokinetycznego jest zapis kolejnych wartości momentu rejestrowanego przez dynamometr z określoną częstotliwością i wynikających z oddziaływania na dźwignię dynamometru. Dźwignia dynamometru stawia opór kończyńnie tak, aby ruch odbywał się z zadaną prędkością [29], [30]. Zapis ten jest podstawą do obliczenia zestawu parametrów opisujących wydajność mięśniową osoby badanej. Wyniki testu izokinetycznego są zależne od wspomnianych wcześniej warunków kontrolnych testu, m.in. dozwolonego zakresu ruchu, prędkości kątowej ruchu, ustawienia ciała i sposobu stabilizacji pacjenta, wyrównania osi dynamometru i badanego stawu oraz sposobu generowania skurczu. Dlatego też testy izokinetyczne mogą być ze sobą porównywane tylko i wyłącznie w przypadku wykonania badania w takich samych warunkach [31].

Jeden z najbardziej zaawansowanych dynamometrów dostępnych obecnie na rynku, Biodex System 4 Pro, umożliwia wykonanie pomiaru w warunkach ruchu biernego, pracy izometrycznej, pracy izotonicznej, pracy izokinetycznej oraz reaktywnej pracy ekscentrycznej. Dodatkowo praca izotoniczna oraz izokinetyczna mogą być realizowane w sposób **ekscentryczny** lub **koncentryczny**. Pierwszy sposób generowania skurczu mięśniowego oznacza, że mimo napięcia mięśnia przyczepy mięśniowe oddalają się od siebie pod wpływem siły zewnętrznej (np. dźwigni dynamometru), która jest większa niż siła generowana przez mięsień.

Z kolei podczas **skurczu koncentrycznego** mięsień się skraca (przyczepy mięśniowe zbliżają się do siebie), a więc siła generowana przez mięsień jest większa niż siła zewnętrzna działająca na kończynę [30]. Rolą skurczu ekscentrycznego w naturalnym stawie jest zazwyczaj hamowanie ruchu, natomiast skurczu koncentrycznego jest wykonywanie ruchu w określonym kierunku (np. zginanie i prostowanie stawu).

W pracach naukowych spotyka się najczęściej dwa sposoby **oceny testu izokinetycznego stawu kolanowego (TISK): ocenę ilościową** oraz **ocenę jakościową**. Zagadnienie oceny ilościowej TISK poruszono w ramach pracy [32], dlatego też dalej szczegółowo omówiono ocenę jakościową TISK.

Ocena ilościowa TISK dotyczy analizy parametrów liczbowych obliczanych na podstawie zarejestrowanego momentu sił mięśniowych, dla danych warunków przeprowadzenia TISK. Do najważniejszych parametrów liczbowych TISK ocenianych wśród pacjentów po operacjach stawu kolanowego zalicza się (Rys. 2.2.1):

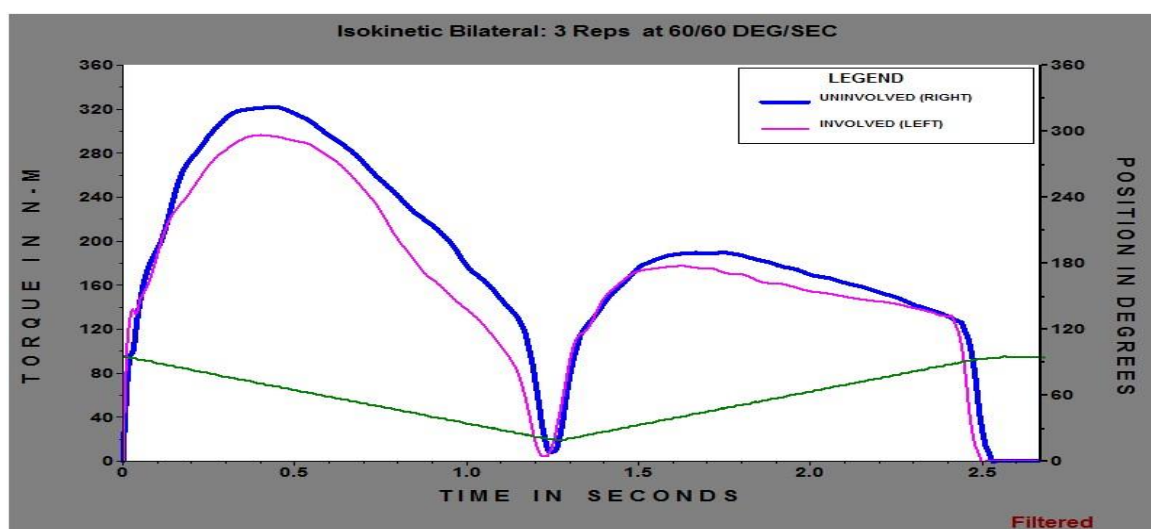
- szczytowy moment sił mięśniowych (z ang. *peak torque*),
- stosunek szczytowego momentu sił mięśni zginających staw kolanowy do mięśni prostujących staw kolanowy (parametr H/Q, z ang. *hamstring to quadriceps ratio* lub ogólniej *agonist/antagonist strength ratio*),
- czas i kąt wystąpienia szczytowego momentu sił mięśniowych (z ang. *time to peak torque* oraz *angle of peak torque*),
- stosunek pracy wykonanej przez mięśnie przy pierwszych trzech powtórzeniach testu do pracy wykonanej w ostatnich trzech powtórzeniach testu (z ang. *work fatigue*).

Powyższe parametry ocenia się w sposób unilateralny (dla jednej kończyny, np. porównuje się momenty sił mięśni prostujących i zginających staw kolanowy tej samej kończyny), a także w sposób bilateralny (np. porównanie kończyny dominującej z niedominującą). Rekomendowanym sposobem interpretacji testu izokinetycznego w przypadku jednostronnego urazu lub operacji jest porównanie bilateralne wyników oceny momentu szczytowego strony operowanej i nieoperowanej. Różnica na poziomie 10% jest uznawana jako deficyt w granicach normy. W przypadku, kiedy strona nieoperowana nie może stanowić punktu odniesienia (np. wśród osób zdrowych jak w przypadku badań na sportowcach), zaleca się odnoszenie uzyskanych wyników do norm. Przy odnoszeniu się do norm należy korzystać z danych, które są odpowiednie pod względem płci, wieku oraz poziomu aktywności w stosunku do ocenianego badanego.

Comprehensive Evaluation

| | | |
|---------------------|-------------------------------------|---------------------------------------|
| Name: | Session: 2015-06-12 09:34:22 | Windowing: Isokinetic |
| ID: | Involved: None | Protocol: Isokinetic Bilateral |
| Birth Date: | Clinician: | Pattern: Extension/Flexion |
| Ht: 183 | Referral: | Mode: Isokinetic |
| Wt: 85.0 | Joint: Knee | Contraction: CON/CON |
| Gender: Male | Diagnosis: | GET: 27 N-M at 25 Degrees |

| | | EXTENSION 60 DEG/SEC | | | FLEXION 60 DEG/SEC | | |
|--------------------|-------|-------------------------|----------|---------|-----------------------|----------|---------|
| # OF REPS: Right 3 | | UNINVOLVED | INVOLVED | DEFICIT | UNINVOLVED | INVOLVED | DEFICIT |
| # OF REPS: Left 3 | | RIGHT | LEFT | | RIGHT | LEFT | |
| PEAK TORQUE | N-M | 321.8 | 296.5 | 7.9 | 189.6 | 177.6 | 6.3 |
| PEAK TQ/BW | % | 379.1 | 349.2 | | 223.3 | 209.2 | |
| TIME TO PK TQ | MSEC | 450.0 | 430.0 | | 470.0 | 400.0 | |
| ANGLE OF PK TQ | DEG | 68.0 | 66.0 | | 48.0 | 38.0 | |
| TORQ @ 30.0 DEG | N-M | 158.2 | 146.3 | 7.5 | 160.1 | 173.0 | -8.1 |
| TORQ @ 0.18 SEC | N-M | 266.8 | 235.2 | 11.9 | 163.1 | 156.8 | 3.9 |
| MAX REP TOT WORK | J | 308.8 | 280.5 | 9.2 | 209.1 | 200.0 | 4.3 |
| WRK/BODYWEIGHT | % | 363.7 | 330.4 | | 246.3 | 235.6 | |
| TOTAL WORK | J | 917.3 | 834.5 | 9.0 | 607.4 | 575.8 | 5.2 |
| WORK FIRST THIRD | J | 311.3 | 290.8 | | 207.9 | 196.5 | |
| WORK LAST THIRD | J | 297.8 | 263.9 | | 191.2 | 181.8 | |
| WORK FATIGUE | % | 4.3 | 9.2 | | 8.0 | 7.5 | |
| AVG. POWER | WATTS | 233.4 | 213.4 | 8.6 | 144.6 | 134.5 | 7.0 |
| ACCELERATION TIME | MSEC | 30.0 | 20.0 | | 20.0 | 20.0 | |
| DECELERATION TIME | MSEC | 40.0 | 50.0 | | 170.0 | 220.0 | |
| ROM | DEG | 79.9 | 80.7 | | 79.9 | 80.7 | |
| AGON/ANTAG RATIO | % | 58.9 | 59.9 | G: 61.0 | | | |

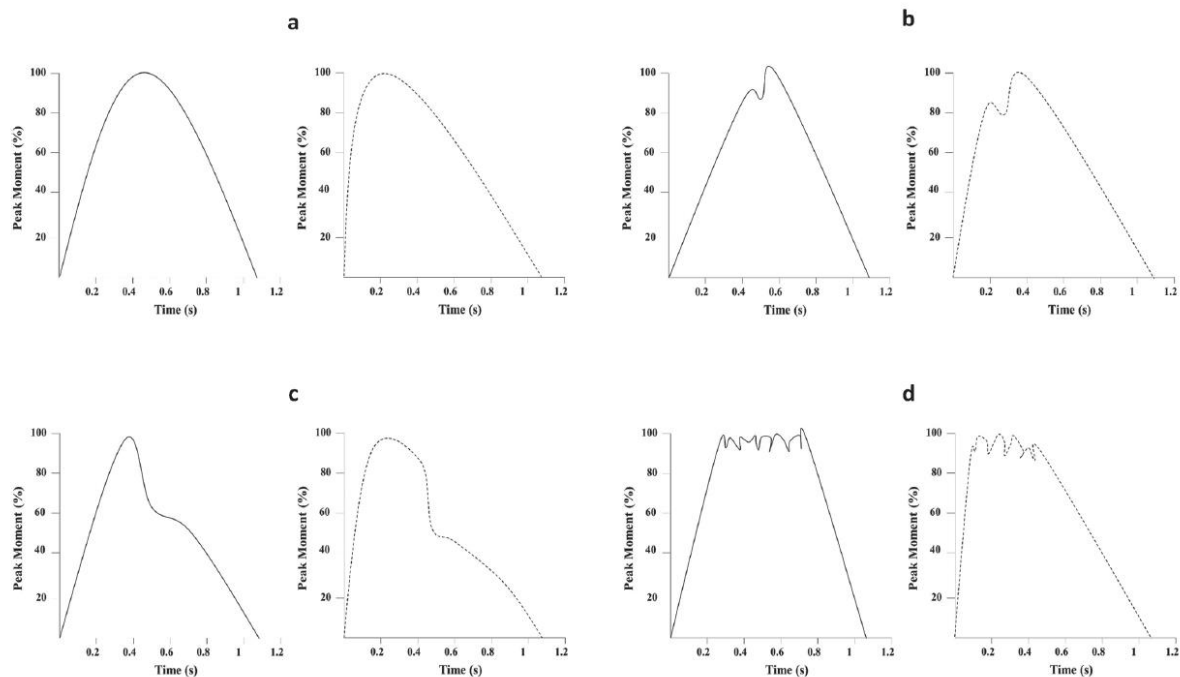


Rys. 2.2.1. Przykład zestawienia parametrów ilościowych do oceny TISK wykonanego w trybie koncentrycznym przy prędkości testowej 60°/s na podstawie raportu Comprehensive Evaluation [32]

Dodatkowo zaleca się, aby uzyskane parametry normalizować względem masy lub ciężaru ciała pacjenta [33]. Wartości momentu sił mięśniowych osiągnięte podczas TISK przy prędkości testowej $60^\circ/s$ są największe wśród osób młodych w przedziale wiekowym 20 – 30 lat ($228,5 \pm 17,0$ Nm wśród mężczyzn oraz $135,0 \pm 15,0$ Nm wśród kobiet) i maleją wraz z wiekiem badanego ($127,5 \pm 4,8$ Nm wśród mężczyzn oraz $73,3 \pm 2,1$ Nm wśród kobiet w wieku powyżej 70 lat) [34]. Mięśnie prostowniki rozwijają większy moment sił mięśniowych niż mięśnie zginające staw kolanowy.

Ocena jakościowa badania izokinetycznego stawu kolanowego polega na wzrokowej obserwacji przebiegu momentu sił mięśniowych zarejestrowanego w danych warunkach testowych i próbie zauważenia w nim **wzorców charakterystycznych** dla danej jednostki chorobowej [31], [35], [36]. Jej celem jest sprawdzenie, czy osoba testowana jest zdolna do generowania prawidłowego, gładkiego przebiegu momentu sił mięśniowych przy maksymalnym wysiłku. Ocena jakościowa znajduje swoje uzasadnienie w stwierdzeniu, że zaburzony ruch jest na ogół związany ze słabym poziomem funkcjonowania stawów [37]. Najważniejszymi pracami w kontekście oceny jakościowej TISK są prace opublikowane przez A. Dello Iacono i wsp. [36], Ayalon'a i wsp. [38] oraz L. Herrington'a i wsp. [35]. Wyróżnić należy pracę [36], w której zdefiniowano następujące wzorce charakterystyczne:

- przebieg prawidłowy (z ang. *normal pattern*) – charakteryzowany przez ciągłą i gładką krzywą bez zakłóceń, o parabolicznym kształcie, z wartością szczytową w okolicy środka krzywej (Rys. 2.2.2 a),
- przebieg z minimum lokalnym w okolicach wartości szczytowej (z ang. *valley pattern*) – charakteryzowany przez ciągłą i gładką krzywą z jednym głównym zakłóceniem w formie nieznacznej i nagłej redukcji momentu sił mięśniowych, występującej bezpośrednio przed lub w punkcie szczytowym (Rys. 2.2.2 b),
- przebieg z minimum lokalnym po osiągnięciu wartości szczytowej (z ang. *drop pattern*) – charakteryzowany przez ciągłą i gładką krzywą z jednym głównym zakłóceniem w formie dużej i nagłej redukcji momentu sił mięśniowych, występującej bezpośrednio po punkcie szczytowym (Rys. 2.2.2 c),
- przebieg z nieregularną oscylacją (z ang. *shaking pattern*) – charakteryzowany przez krzywą z fazą cyklicznych nieregularnych oscylacji, występującą wzdłuż środkowego zakresu krzywej momentu sił mięśniowych wraz z punktem szczytowym (Rys. 2.2.2 d).



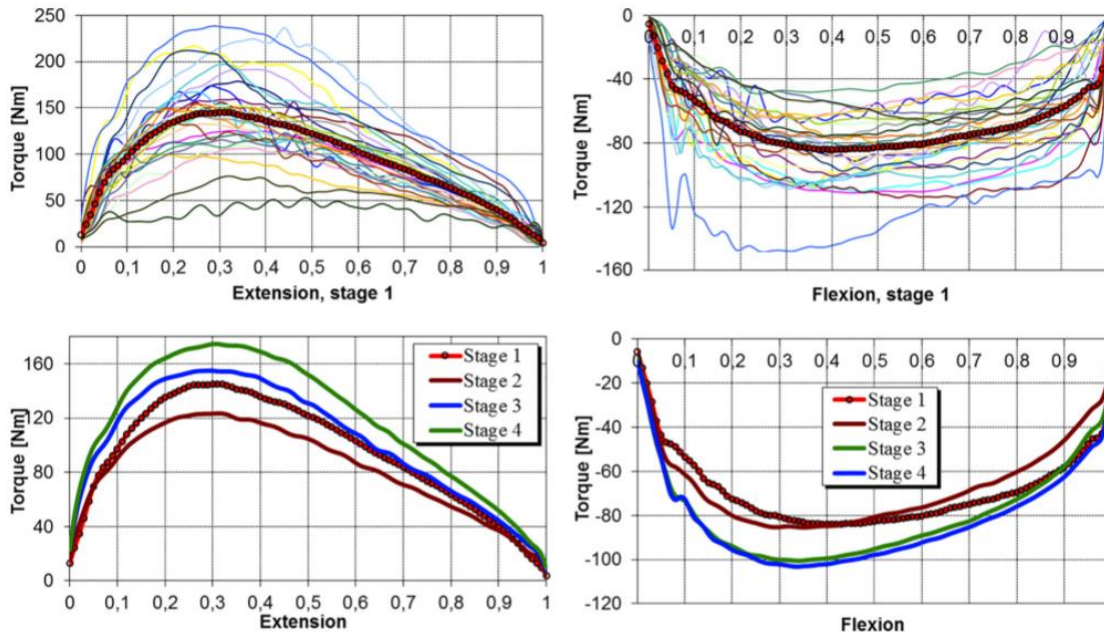
Rys. 2.2.2. Wzorce charakterystyczne dla przebiegu momentu sił mięśniowych SK. Linią ciągłą oznaczono wyprost SK, natomiast linią przerywaną zgięcie SK [36]: a) przebieg prawidłowy, b) przebieg z minimum lokalnym w okolicach wartości szczytowej, c) przebieg z minimum lokalnym po osiągnięciu wartości szczytowej, d) przebieg z nieregularną oscylacją

Dostępne są badania, które wykorzystywały ocenę jakościową badania izokinetycznego stawu kolanowego do analizy przebiegu momentu sił mięśniowych m.in. wśród pacjentów z bólem przedniego przedziału SK [39], chorobą zwyrodnieniową SK [35], uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim [40], zerwanym więzadłem krzyżowym przednim (ACLD, z ang. *anterior cruciate ligament deficient patient*) [35], [36], z uszkodzeniem łąkotki przyśrodkowej lub uszkodzeniem kombinowanym dwóch ostatnich urazów [36]. W pracach tych autorzy są zgodni co do założenia, że **przebieg momentu sił mięśniowych rejestrowany podczas TISK może odzwierciedlać funkcję stawu i wskazywać na występowanie określonej jednostki chorobowej**. Co więcej w pracy [36] wykazano, że w kontekście oceny jakościowej TISK wśród osób z dysfunkcją tego stawu, **badanie prostowników ma większe znaczenie**, ponieważ opisane powyżej wzorce charakterystyczne są obserwowane częściej i przedstawione wyniki są istotne statystycznie w porównaniu do kończyny niekontuzjowanej i/lub grupy kontrolnej. Z kolei istotności statystycznej nie wykazano dla TISK dla grupy mięśni zginających staw, za wyjątkiem przebiegu z nieregularnymi oscylacjami wśród osób z izolowanym lub kombinowanym uszkodzeniem ACL. Wzorce charakterystyczne świadczące o zaburzeniu funkcji SK były obserwowane dla zgięcia stawu kolanowego również w kończynach niekontuzjowanych i grupie kontrolnej.

Ocena jakościowa TISK jest również wykorzystywana do oceny postępów rehabilitacji po zabiegu. Przykładem jest praca [27], opisująca przebieg momentu sił mięśniowych stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (Rys. 2.2.3). Autorzy tej pracy wykazali znaczące różnice w przebiegu momentu sił mięśniowych na różnych etapach rehabilitacji. Największy wzrost momentu szczytowego sił mięśniowych zaobserwowano między 3 a 6 miesiącem po rekonstrukcji ACL. W szczególności zwrócono uwagę na występowanie oscylującego charakteru przebiegu momentu sił mięśniowych w całym zakresie ruchu oraz na dużą rozbieżność w osiągniętych szczytowych momentach sił mięśniowych przed rekonstrukcją. Wartości szczytowe występowały w ok. 1/3 realizowanego w badaniu zakresu ruchu, niezależnie od etapu rehabilitacji.

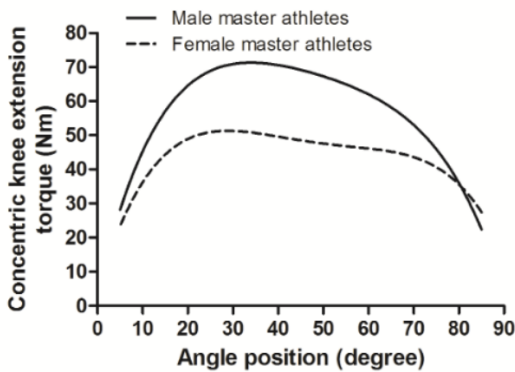
Innym podejściem do oceny jakościowej testu izokinetycznego, zaproponowanym w pracy [41] przez Carvalho i wsp. jest tworzenie modeli izokinetycznego zgięcia i wyprostu stawu kolanowego, charakterystycznego dla danej płci. Wynikiem tej pracy było zaproponowanie matematycznego modelu do obliczania momentu sił mięśniowych podczas koncentrycznego wyprostu i zgięcia SK, w którym parametrami wejściowymi są pozycja kątowa SK (kąt Θ) oraz płeć pacjenta (Rys. 2.2.4).

Innym podejściem, które można by nazwać quasi-jakościową oceną badania izokinetycznego, jest analiza częstotliwości drgań przebiegu momentu sił mięśniowych, rozumianego jako sygnał biologiczny, w którym wyższe częstotliwości oznaczają występowanie gwałtownych zmian w sygnale i częściej cechują układy zaburzone [37]. Jednak zagadnienie analizy częstotliwości przebiegu momentu sił mięśniowych wykracza poza zakres niniejszej rozprawy doktorskiej.

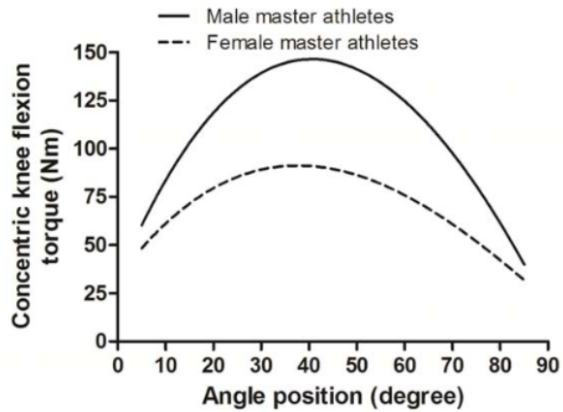


Rys. 2.2.3. Przebieg momentu sił mięśniowych rejestrowany na dynametrze izokinetycznym przy prędkości testowej 60°/s dla mężczyzn przed i po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, gdzie Stage 1 – test izokinetyczny wykonany przed operacją, Stage 2 - 4 – test izokinetyczny wykonany odpowiednio 3, 6 i 12 miesięcy po operacji [27]

a)



b)



a) Concentric knee extension = $30.938 + 6.086 (\theta) - 0.089 (\theta^2) + 0.0002 (\theta^3) - 2.466 (\text{gender} \times \theta \text{ interaction}) + 0.028 (\text{gender} \times \theta^2 \text{ interaction})$

b) Concentric knee flexion = $5.978 (\theta) - 5.771 (\theta^2) + 0.0002 (\theta^3) - 0.000011 (\theta^4) - 1.179 (\text{gender} \times \theta \text{ interaction}) + 0.013 (\text{gender} \times \theta^2 \text{ interaction})$

Rys. 2.2.4. Przykładowe przebiegi momentu sił mięśniowych w funkcji kąta zgięcia stawu kolanego (θ) dla testu izokinetycznego z prędkością 60°/s zaproponowany przez Carvalho i wsp. [41]

2.3. Obciążenia stawu kolanowego

Opracowania naukowe związane z tematyką obciążeń działających w stawie kolanowym są niejednoznaczne. Mimo znacznego postępu wiedzy w tym zakresie, w dalszym ciągu autorzy prac nie są zgodni co do wielkości sił działających na powierzchniach stawowych, nawet dla dobrze poznanych już czynności ruchowych takich jak chód, przysiad czy wyskok. Rozbieżności te wynikają głównie z różnych założeń przyjętych w modelowaniu tych samych zjawisk. W tematyce modelowania stawu kolanowego spotyka się modele dwuwymiarowe (np. analityczne [42]) lub trójwymiarowe (np. modele MES [43]), symulujące warunki kontaktu na powierzchni piszczelowo-udowej i rzepkowo-udowej, a w niektórych przypadkach uwzględniające działanie tkanek miękkich i mięśni antagonistycznych [44]. Kolejną różnicę stanowi metoda pozyskania i przetworzenia danych eksperymentalnych. Niektóre modele wykorzystują pomiary kinematyki ruchu oraz sił reakcji, przeprowadzone na przykład za pomocą platform dynamometrycznych, do obliczenia przebiegów w czasie sił mięśniowych oraz reakcji w stawach (tzw. metoda dynamiki odwrotnej zastosowana m.in. w pracy [45]). W tej metodzie pomiary służą do oszacowania wartości sił działających w mięśniach lub wartości momentów stawowych. Alternatywną metodą jest metoda dynamiki prostej, w której to dokonuje się pomiaru sił zewnętrznych przyłożonych do członów ciała oraz sił rozwijanych przez mięśnie (np. poprzez pomiar aktywności mięśniowej za pomocą EMG), a następnie z dynamicznych równań ruchu wyznaczane są trajektorie przemieszczeń, prędkości i przyspieszenia punktów ciała [46], [47]. Ponadto, liczną grupę modeli w biomechanice stanowią modele statyczne (m.in. model Pauwelsa [48] i Maqueta [49]), które mają zastosowanie w przypadku analizowania nieruchomych pozycji ciała lub ruchów wykonywanych ze stałą lub niewielką prędkością, dla których efekty bezwładnościowe są pomijalnie małe. Główne problemy w precyzyjnym modelowaniu stawu kolanowego stanowią [44]:

1. złożona geometria powierzchni stawowych,
2. działanie wieloosiowych sił i wieloosiowa kinematyka stawu,
3. duży udział tkanek miękkich, które w sposób pasywny utrzymują stabilność stawu,
4. wielostawowe działanie mięśni,
5. nadmiarowość liczby mięśni w stosunku do wykonywanego ruchu (liczby stopni swobody),
6. złożoność problemu określenia położenia wypadkowej siły kontaktowej.

Pomimo wyżej wymienionych problemów w modelowaniu sił i momentów sił mięśniowych stawu kolanowego, tematyka ta jest nadal istotna klinicznie i w dalszym ciągu rozwijana, ponieważ wiedza w zakresie wielkości sił działających na powierzchniach stawu kolanowego jest ważna nie tylko ze względu na odpowiednie zaplanowanie procesu rehabilitacyjnego, o czym wspomniano we wstępie do niniejszej pracy, ale również ze względu na budowę endoprotez i modelowanie ich zużycia [50].

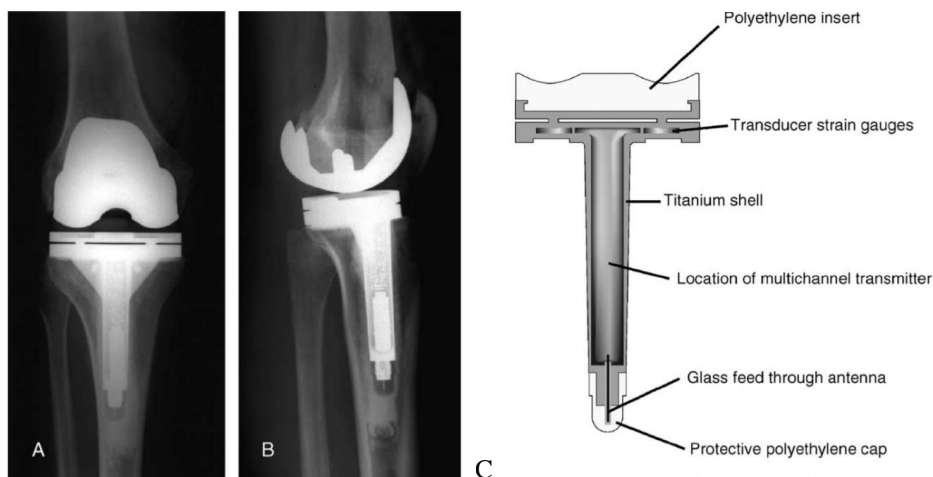
Sposób prezentacji obciążeń stawu kolanowego w literaturze jest zależny od metod badawczych zastosowanych w tym celu, lecz najczęściej wyniki są prezentowane w formie rozkładu naprężeń i odkształceń powierzchni stawowych (w przypadku modeli trójwymiarowych [51], [52]) lub **jako siły styczne i normalne do powierzchni piszczeli** (w przypadku modeli płaskich i analitycznych [7]). Inną kategorię obciążeń stawu kolanowego stanowią momenty sił mięśniowych, które na przykładzie TISK zaprezentowano w ramach rozdziału 2.2 oraz licznych opracowaniach literaturowych [53]. Ze względu na duże zróżnicowanie osobnicze, siły działające na powierzchniach stawowych, a także momenty sił mięśniowych są normalizowane względem pewnej wielkości charakterystycznej związanej z daną osobą. Umożliwia to wyrażenie wyniku końcowego jako wartości względnej i ułatwia porównywanie wyników pomiędzy różnymi osobnikami jak i grupami badawczymi. Najczęściej stosowaną metodą normalizacji sił w biomechanice jest iloraz wyniku końcowego i ciężaru ciała osoby badanej (z ang. *body weight*). Wynika to z założenia, że większa masa ciała pacjenta przekłada się na większą masę mięśniową, a ta wpływa na zdolność osoby badanej do generowania większej siły mięśniowej. W takim przypadku siła, np. siła normalna do powierzchni piszczeli, jest prezentowana jako wielokrotność ciężaru ciała osoby badanej, co w skrócie zapisuje się jako „BW”. W odniesieniu do momentu sił mięśniowych, częstym sposobem normalizacji danych jest iloraz zmierzonej lub oszacowanej wartości momentu sił i masy ciała osoby badanej (z ang. *body mass*), co w wynikach końcowych prezentuje się jako wartość o jednostce [Nm/kg]. Innym przykładem sposobu normalizacji jest wyrażanie danej wielkości odnoszącej się do wybranego rodzaju ruchu za pomocą maksymalnej wielkości możliwej do osiągnięcia przez osobę badaną. Taki sposób normalizacji stosuje się najczęściej w badaniach aktywności mięśniowej, gdzie wynik końcowy dzieli się przez wielkość MVC, a więc maksymalną aktywność mięśniową badanej grupy mięśniowej, jaką może rozwinąć osoba. Należy zwrócić uwagę, że wartość siły występującej na powierzchni stawu kolanowego zmienia się w zależności od fazy ruchu, a więc kąta zgięcia/wyprostu kończyny. Jest to bezpośrednio związane

z rekrutacją mięśniową i faktem, że nie jest możliwe utrzymanie maksymalnego napięcia mięśniowego w całym zakresie ruchu w stawie. Jednak najczęściej, w celu ułatwienia wnioskowania i porównania sił w przypadku różnych aktywności ruchowych, prezentacja analiz sił na powierzchni stawowej przy danym ruchu sprowadza się do wskazania sił szczytowych oraz podania kąta zgięcia kończyny, przy której wystąpiła ta wartość maksymalna [42], [54].

Jak wynika z danych zaprezentowanych w pracach [42], [54], [63]–[65], [55]–[62], modelowanie matematyczne nie dostarcza jednoznacznej odpowiedzi na pytanie, jakie wielkości sił stycznych i ściskających działają na powierzchni piszczelowo-udowej stawu kolanowego. Wartości sił są zależne od użytego modelu i metodyki badania, ponieważ wartości szczytowe sił oszacowane dla tych samych czynności różnią się w pracach opublikowanych przez różnych autorów [42]. Ponadto siły te są wysoce zależne od rodzaju analizowanej czynności ruchowej, gdzie najmniejsze wartości oszacowano dla jazdy na rowerze, większe dla chodu wolnego, a największe dla opadania w przysiadzie (odpowiednio 1,2 BW [61], 1,7 BW [60] oraz 6,7 BW [62] dla siły piszczelowo-udowej ściskającej). Ponadto należy zwrócić uwagę, że wartości szczytowe sił występują dla różnych kątów zgięcia/wyprostu stawu kolanowego, co może być z kolei charakterystyczne dla danej czynności ruchowej i sposobu obciążenia kończyny w różnych fazach ruchu.

Postęp technologiczny w zakresie endoprotezoplastyki stawu kolanowego sprawił, że jest możliwe rejestrowanie sił na powierzchni endoprotez w sposób „in vivo”, przy użyciu technik telemetrii oraz endoprotez wyposażonych w tensometryczne przetworniki wraz z wielkanałowymi przekaźnikami. Prawdopodobnie tego rodzaju badania stanowią najbardziej wiarygodne i dokładne źródło informacji na temat wielkości sił działających w stawie kolanowym. Pionierskie prace z tego zakresu opublikowali Darryl D. D’Lima i wsp. w latach 2005 – 2007 [66]–[68]. Badacze ci wszczepili pierwszą tego rodzaju endoprotezę, mierzącą siły na powierzchni części piszczelowej, u 80-letniego mężczyzny z CHZ prawego stawu kolanowego (Rys. 2.3.1). Pomiary wykonane in vivo w szóstym tygodniu po operacji wskazywały na występowanie wartości szczytowych siły normalnej podczas chodzenia po płaskim podłożu rzędu $2,17 \pm 0,20$ BW, 2,5 BW podczas wchodzenia na schody oraz 1,5 BW podczas wstawania z krzesła [67]. Wartości szczytowe podczas wchodzenia na schody występowały dla zgięcia stawu kolanowego w zakresie od 35° do 50° , podczas gdy dla wstawania z krzesła kąt ten wynosił średnio $100,7^\circ$ [67]. W innej z prac wskazano, że czynność schodzenia ze schodów generuje większe siły normalne na powierzchni stawu kolanowego niż wchodzenie po schodach (odpowiednio 3,3 vs 2,9 BW) [66]. Wartości sił stycznych do powierzchni piszczelowej

endoprotezy były znacząco mniejsze i wynosiły około 0,3 BW [68]. Bardziej współczesne prace potwierdzają wyniki tych badań i dostarczają danych już dla większych grup osób badanych. Dla przykładu w pracy [69] dla grupy 9 osób badanych średnia wartość siły normalnej do powierzchni stawowej kości piszczelowej podczas chodu wynosiła 2,09 BW w fazie ode-
 rwania palucha dla kończyny niepodporowej oraz 2,57 BW w fazie uderzenia pięty kończyny niepodporowej. Ważną obserwacją z prac Darryl'a D. D'Lima i wsp. jest fakt, że wartości sił zarejestrowane przez endoprotezę podczas chodzenia po schodach i wstawania z krzesła były znacznie większe niż siły reakcji podłoża (GRF) mierzone jednocześnie przez platformy dynamometryczne. Nasuwa to wniosek, że siły rzeczywiście działające w stawach człowieka są znacznie większe niż obciążenia zewnętrzne działające na ciało ludzkie, które w prosty sposób można zmierzyć za pomocą urządzeń tradycyjnie używanych w badaniach biomechanicznych.



Rys. 2.3.1. Obraz RTG stawu kolanowego ze wszczepioną endoprotezą z funkcją pomiaru obciążeń w części piszczelowej (A – widok przednio-tylny, B – widok strzałkowy) oraz przekrój części piszczelowej endoprotezy wraz z opisem elementów składowych (C) [67]

Jednak prace opisujące wykorzystanie endoprotez do pomiaru sił na powierzchni stawu kolanowego odnoszą się do nienaturalnego stawu, o zmienionej geometrii i zmienionych właściwościach materiałowych na powierzchni styku elementu udowego i piszczelowego. Ponadto prace te często ograniczają się do podania danych dla podstawowych czynności ruchowych, ze względu na kwestie etyczne i bezpieczeństwo pacjentów biorących udział w tego rodzaju badaniach. Należy mieć na uwadze, że ćwiczenia dynamiczne i te wykonywane pod zewnętrznym obciążeniem, a w szczególności ćwiczenia w otwartym łańcuchu kinematycznym takie jak TISK, stanowią znacznie większe obciążenie dla stawu. Dlatego też danych na temat sił na powierzchni stawu w przypadku ćwiczeń bardziej obciążających staw kolanowy, mogą dostarczyć tylko modele biomechaniczne.

2.4. Modele obciążeń stawu kolanowego podczas testu izokinetycznego

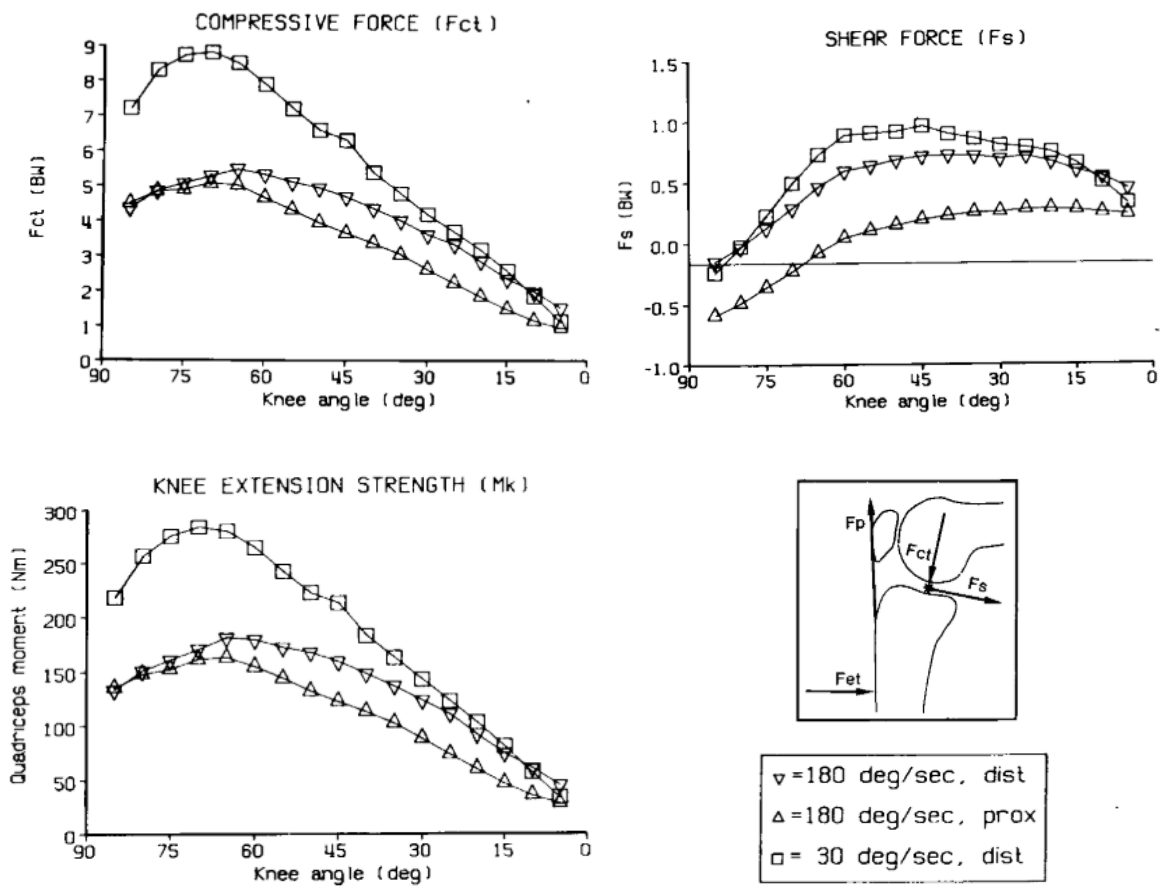
Dynamometry izokinetyczne są z powodzeniem stosowane w praktyce klinicznej już od lat 70. XX w. [70]. Od tego czasu, wraz z rozwojem wiedzy medycznej, inżynierskiej oraz metod obliczeniowych pojawiło się tylko kilka opracowań na temat obciążeń powierzchni stawowej stawu kolanowego podczas testu izokinetycznego. Poniżej opisano kilka prac prezentujących różne podejścia autorów do modelowania testu izokinetycznego stawu kolanowego.

Jednym z pierwszych modeli zaproponowanych w literaturze do wyliczania siły piszczelowo-udowej podczas TISK był model zaproponowany przez Nisella i wsp. (Rys. 2.4.1). Początkowo opracowany jako model izometrycznego wyprostowania stawu kolanowego [71], został następnie dostosowany do obliczania sił podczas testu izokinetycznego [72]. W pracy [71] obliczono składową styczną i normalną siły piszczelowo-udowej z wykorzystaniem pomiarów antropometrycznych wykonanych na zdjęciach radiologicznych stawu kolanowego oraz pomiarów wykonanych na zwłokach. Autorzy pracy wykazali brak istotnych różnic pomiędzy pomiarami odległości wykonanymi obiema metodami. Natomiast wielkości zależne od kąta wyprostowania stawu kolanowego (ramię momentu siły w więzadle rzepki, położenie punktu kontaktu pomiędzy kością udową i piszczelową oraz kąt nachylenia więzadła rzepki do linii prostopadłej do powierzchni piszczeli) zostały zmierzone na zdjęciach radiologicznych wykonanych w pięciu pozycjach: kończyna wyprostowana oraz zgięcie 30°, 60°, 90°, 120°.

Wykorzystano równania równowagi sił oraz momentów sił względem punktu kontaktu pomiędzy kością udową i piszczelową (Rys. 2.3.2), wyznaczając siłę styczną i normalną (ściśkającą) do powierzchni piszczeli. Jednym z uproszczeń modelu było przyjęcie, że położenie punktu kontaktu jest takie samo jak pozycja osi stawu kolanowego. Jednak w naturalnym stawie punkty te są od siebie oddalone o ok. 25 mm, co wprowadza do obliczeń błąd systematyczny rzędu 7% dla dystalnego ułożenia elementu rezystancyjnego dynamometru [72]. Ostatecznie w modelu Nisella wyprowadzono równania na dwie składowe siły piszczelowo-udowej (składową styczną i normalną do powierzchni piszczelowo-udowej), uwzględniając siłę działającą w więzadle rzepki, siłę działającą na segment podudzia poprzez ramię dynamometru, siłę reakcji od podparcia stopy, ciężar podudzia i stopy oraz kąty niezbędne do zrzutowania danych sił składowych na kierunek równoległy i prostopadły do powierzchni piszczeli [71].

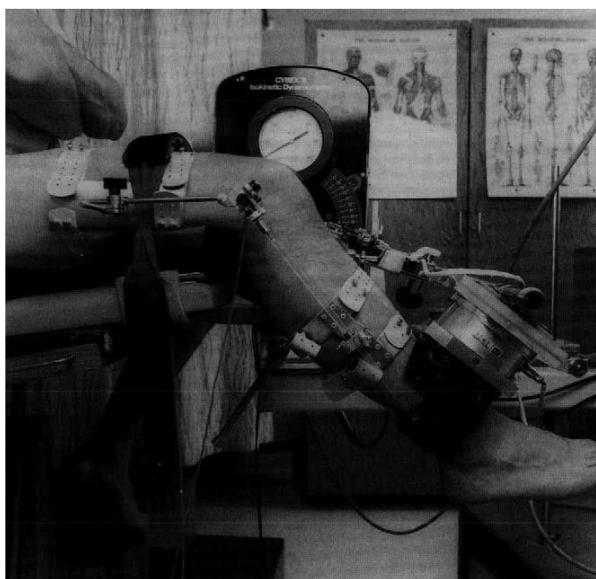
W pracy [71] badania przeprowadzono zarówno na kobietach jak i na mężczyznach wykazując, że siła piszczelowo-udowa (wyrażona w [N]) jest o ok. 20% większa wśród kobiet, ze względu na uwarunkowania anatomiczne (krótsze ramię siły, w szczególności dla momentu

mięśniowej od siły w więzadle rzepki, dla całego zakresu ruchu). Dopiero w pracy [72] przeprowadzono pełną analizę siły piszczelowo-udowej dla całego zakresu ruchu w TISK. Model przetestowano na danych ośmiu zdrowych młodych mężczyzn (średnia wieku 27 lat, zakres 23 – 30 lat), dla prędkości testowej 180°/s oraz 30°/s. Prędkość testowa 30°/s cechowała się osiąganiem znacznie większych wartości momentów sił mięśniowych (ok. 300 Nm) oraz większych wartości składowej normalnej i stycznej siły piszczelowo-udowej (odpowiednio 9 BW i 1 BW, Rys. 2.4.1). Ponadto, w pracy tej wykazano, że przesunięcie elementu rezystancyjnego dynamometru bliżej stawu kolanowego (proksymalnie) skutkuje mniejszym momentem sił mięśniowych i przyczynia się do zmniejszenia sił występujących w stawie podczas TISK.



Rys. 2.4.1. Wartości siły piszczelowo-udowej normalnej (*compressive force*), stycznej (*shear force*) oraz moment siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego (*knee extension strength*) podczas wyprost w TISK przy prędkości testowej 30°/s oraz 180°/s, z uwzględnieniem bliższego i dystalnego przyłożenia elementu rezystancyjnego dynamometru wg Nisella i wsp. [72]

W odróżnieniu od modelu Nisella, w 1991 roku Kaufman i wsp. [54] zaproponowali model uwzględniający także siły bezwładności podczas TISK. Celem modelu było obliczenie siły mięśniowej, a także siły na powierzchni stawowej piszczelowo-udowej oraz rzepkowo-udowej. W testach modelu użyto danych z testu izokinetycznego dla pięciu mężczyzn bez historii choroby stawu kolanowego, wykonujących TISK z prędkością $180^\circ/\text{s}$ oraz $60^\circ/\text{s}$. W celu porównania wartości sił wskazywanych przez model biomechaniczny, równocześnie rejestrowano aktywność mięśniową ośmiu mięśni za pośrednictwem elektromiografu (EMG).



Rys. 2.4.2. Stanowisko pomiarowe w pracy Kaufmana i wsp. Badania przeprowadzono z użyciem dynamometru izokinetycznego Cybex II [54]

Model zaproponowany przez Kaufmana i wsp. był modelem trójwymiarowym o jednym stopniu swobody, w którym dane wejściowe stanowiły siły działające na podudzie poprzez dźwignię dynamometru oraz ruch kończyny rejestrowany za pomocą elektrogoniometru (Rys. 2.4.2). Równania modelu zostały wyprowadzone w sposób analityczny, z sześciu równań równowagi sił i momentów sił zapisanych dla uwolnionego od więzów ciała sztywnego (segmentu podudzia i stopy). Układ równań rozwiązano za pomocą metod dynamiki odwrotnej, z położeń kończyny w kolejnych chwilach czasowych i poprzez włączenie do układu reakcji zewnętrznych, masy segmentu i przyspieszenia. Założono, że siły zewnętrzne są równoważone poprzez siły wewnętrzne pochodzące od mięśni, więzadeł i kontaktu powierzchni stawowych. Moment sił mięśniowych w stawie oszacowano na podstawie położenia podudzia podczas testu izokinetycznego. Odległości niezbędne do obliczenia momentu sił mięśniowych

wych, zostały przyjęte na podstawie znanych danych literaturowych przeskalowanych do wymiarów kończyny osoby badanej, natomiast ograniczenia wielkości sił mięśniowych zostały określone na podstawie właściwości fizjologicznych mięśni. Tak sformułowany model był modelem niedookreślonym, dla którego rozwiązanie zostało odnalezione za pomocą metod optymalizacyjnych, uwzględniających działanie mięśni synergistycznych.

Wynikiem prac opublikowanych przez Kaufmana i wsp. było wyznaczenie przebiegu siły piszczelowo-udowej ściskającej, a także stycznej przednio-tylnej i boczno-przyśrodkowej. Maksymalna wyznaczona siła ściskająca piszczelowo-udowa dla wyprostowania stawu kolanowego wynosiła $4,0 \pm 0,7$ BW oraz $3,8 \pm 0,9$ BW przy zgięciu stawu kolanowego 55° , odpowiednio dla prędkości testowej $60^\circ/s$ oraz $180^\circ/s$. Siła styczna przednio-tylna przyjmowała wartości dodatnie dla kąta zgięcia stawu kolanowego od 100° do 40° , osiągając maksymalną wartość $0,5 \pm 0,1$ BW oraz $0,6 \pm 0,1$ BW, odpowiednio dla prędkości testowej $60^\circ/s$ oraz $180^\circ/s$, w zakresie zgięcia stawu kolanowego od 70° do 80° . Siła styczna przednio-tylna o wartościach ujemnych występowała w zakresie zgięcia stawu kolanowego od 40° do pełnego wyprostowania, osiągając maksymalną wartość $0,3 \pm 0,05$ BW oraz $0,2 \pm 0,05$ BW, odpowiednio dla prędkości testowej $60^\circ/s$ oraz $180^\circ/s$, przy zgięciu stawu kolanowego wynoszącym 25° . W pracy wykazano również, że składowa styczna boczno-przyśrodkowa jest pomijalnie mała i wynosi poniżej $0,05$ BW dla całego zakresu zgięcia stawu kolanowego przy obu analizowanych prędkościach testowych.

Interesującą pracę w zakresie badania sił na powierzchni stawowej podczas izokinetycznego wyprostowania stawu kolanowego opublikował w 1995 r. Baltzopoulos [73]. W modelu przez niego zaproponowanym rozpatrywane są oddzielnie dźwignia dynamometru oraz segment podudzia i stopy. W badaniu tym wyprowadzono równanie zależności momentu sił mięśniowych w stawie od momentu rejestrowanego przez dynamometr izokinetyczny, jednocześnie uzasadniając występowanie wpływu sił grawitacji oraz sił inercyjnych na mierzony przez dynamometr moment sił mięśniowych. W celu wyznaczenia momentu sił faktycznie generowanego przez mięśnie podczas TISK, do obliczeń wprowadzono korektę momentu mierzonego przez dynamometr oraz uwzględniono właściwości bezwładnościowe dźwigni dynamometru i segmentu podudzia oraz stopy. Takie podejście stanowiło znaczący postęp, w stosunku do prac Nisella, w których nie uwzględniono wpływu sił grawitacji. Należy zaznaczyć, że współczesne dynamometry dokonują automatycznej korekty momentu sił mięśniowych, aby wyeliminować udział ciężaru stopy, podudzia i dźwigni dynamometru w wyniku określającym moment sił mięśniowych [30]. W pracy Baltzopoulos'a założono również, że obliczony w ten

sposób moment sił mięśniowych opisuje aktywację tylko prostowników stawu kolanowego, ponieważ udział zginaczy w izokinetycznym wyproście stawu kolanowego jest znikomy. Uznano też, że wpływ sił działających na tkanki miękkie jest zanedbywalnie mały w stosunku do sił mięśniowych. Podobnie jak w pracy Nisella i wsp., w pracy [73] wyprowadzono dwa równania liniowe do obliczenia składowej normalnej i stycznej siły piszczelowo-udowej, jednak w tym przypadku uwzględniono odpowiednio przyspieszenie dośrodkowe i styczne środka masy segmentu podudzia i stopy, natomiast odległości i kąty niezbędne do wykonania obliczeń zostały zmierzone na filmach rejestrujących *in vivo* wyprost stawu kolanowego obserwowanego w badaniu fluoroskopowym.

Wyniki pracy Baltzopoulos'a zostały przez samego autora szczegółowo porównane z wynikami wcześniejszych prac Kaufmana i Nisella. Na tej podstawie stwierdzono wysokie podobieństwo do rezultatów prac Nisella. Oznacza to, że siły bezwładnościowe pojawiające się głównie na początku i końcu TISK, które zostały uwzględnione w pracy Baltzopoulos'a, natomiast nie zostały uwzględnione w pracy Nisella, nie mają dużego wpływu na wyniki. We wszystkich wyżej wspomnianych pracach zauważono, że zarówno siła piszczelowo-udowa i kąt, przy którym jest osiągany maksymalny moment sił mięśniowych maleje wraz ze wzrostem prędkości kątowej testu. Podobne wnioski zauważono również w późniejszej pracy opublikowanej przez Chow w 1999 r. [74]. Szczególnie duży spadek jest zauważalny w przypadku siły ściskającej, podczas gdy prędkość testu nie ma większego wpływu na wartość siły stycznej.

W większości prac dotyczących analizy wyprostu izokinetycznego stawu kolanowego pomijany jest wpływ mięśni antagonistycznych (zginaczy) na wartości składowych siły piszczelowo-udowej. Pracę na ten temat w 1999 roku opublikowali wspólnie Kellis i Baltzopoulos [75] wykazując, że uwzględnienie w modelu mięśni antagonistycznych znacząco zwiększa wartości obliczanej siły piszczelowo-udowej dla TISK wykonywanego w trybie koncentrycznym z prędkością 30°/s. W pracy tej wykorzystano wcześniej opracowane równania [73], w których to pominięto efekty bezwładnościowe uznając je za nieistotne na podstawie wyników wcześniej przeprowadzonych prac, oraz rozszerzono równania o składowe siły mięśni antagonistycznych. W wyniku tych prac wykazano zwiększenie wartości obliczanej siły piszczelowo-udowej z uwzględnieniem w modelu mięśni antagonistycznych z $8,46 \pm 1,9$ BW do $10,19 \pm 2,44$ BW w przypadku siły ściskającej oraz z $1,44 \pm 0,47$ BW do $1,52 \pm 0,69$ BW dla składowej stycznej w kierunku przednim (*anterior shear force*) oraz z $0,33 \pm 0,2$ BW do $2,06 \pm 1,08$ BW dla składowej stycznej w kierunku tylnym (*posterior shear force*).

Wnioski te mogą sugerować zaniżone wartości sił przedstawionych we wcześniejszych pracach [72], [73] oraz [54].

Kolejne prace związane z modelowaniem sił w stawie podczas wyprostu stawu kolanowego w teście izokinetycznym są skupione przede wszystkim na obliczaniu sił występujących w więzadłach krzyżowych [76], [77]. Częstym podejściem w modelowaniu sił w stawie kolanowym jest utożsamianie składowej stycznej siły piszczelowo-udowej właśnie z siłami działającymi w więzadłach krzyżowych [76], [78], [79]. Składowa styczna w kierunku przednim (*anterior shear force*) jest przede wszystkim przenoszona przez więzadło krzyżowe przednie (ACL), podczas gdy składowa styczna w kierunku tylnym (*posteriori shear force*) jest przenoszona przez więzadło krzyżowe tylne (PCL). Należy mieć jednak na uwadze, że składowa styczna siły piszczelowo-udowej jest mniejsza niż siły działające w więzadłach, ze względu na to, że aby wyliczyć siłę działającą w więzadłach na podstawie składowej stycznej siły piszczelowo-udowej, należy tą drugą podzielić przez kosinus kąta nachylenia więzadła względem powierzchni piszczeli [76]. Toutoungi i wsp. za pomocą metod dynamiki odwrotnej obliczyli siły w ACL i PCL podczas trzech czynności: izokinetycznego i izometrycznego wyprostu stawu kolanowego oraz przysiadu. Wykazano, że wartość szczytowa siły w ACL podczas izokinetycznego wyprostu stawu kolanowego przy prędkości testowej 60°/s wynosi $0,48 \pm 0,15$ BW i pojawia się w końcowej fazie wyprostu przy zgięciu kończyny 35° - 40°, podczas gdy PCL jest nieznacznie obciążone ($0,1 \pm 0,1$ BW) [76]. Wskazuje to na znacznie niższe obciążenia i niższe wartości składowej stycznej siły piszczelowo-udowej w kierunku przednim, w porównaniu do wcześniejszych prac, jednak sami autorzy przyznają, że wyniki te otrzymano w testach ze znacznie niższym momentem sił mięśniowych, niż w przypadku prac Nisella [72] czy Baltopolous'a [73]. W tej samej pracy Toutoungi i wsp. uzyskali największe obciążenie dla PCL podczas wykonywania izometrycznego zgięcia stawu kolanowego ($4,6 \pm 1,5$ BW). Wnioski z tej pracy wskazują, że dla osób leczonych ze względu na uszkodzenie ACL przysiadu są znacznie bezpieczniejszym ćwiczeniem, niż test izokinetyczny czy izometryczny wyprost stawu kolanowego. Z kolei u osób z uszkodzeniem PCL powinno się zalecać ćwiczenia izokinetycznego wyprostu stawu kolanowego dla kątów zgięcia mniejszych niż 70°, podczas gdy izokinetyczne zgięcie stawu kolanowego i głębokie przysiady powinny być unikane we wczesnych etapach rehabilitacji.

2.5. Motywacja podjęcia tematu

Biomechanika to nauka interdyscyplinarna, w której wszelkie zjawiska związane z ruchem istot żywych próbuje się opisywać za pomocą praw sformułowanych w mechanice klasycznej [80]. Współcześnie, modelowanie biomechaniczne odgrywa coraz większe znaczenie w planowaniu terapii pacjentów po operacjach stawów, ponieważ pozwala na określenie w sposób nieinwazyjny sił obciążających powierzchnie stawowe, a to jest niezwykle istotne dla uzyskania pełnego obrazu obciążeń. Szczególnie jest to istotne w przypadku stawu kolanowego, który stanowi jeden z najbardziej obciążonych i złożonych stawów w ciele człowieka. Szacowanie sił występujących w stawie kolanowym podczas różnych aktywności fizycznych może być istotne pod kątem tworzenia odpowiednio dobranych programów rehabilitacyjnych dla pacjentów po operacjach tego stawu. Z drugiej strony modelowanie biomechaniczne często nie jest łatwe ze względu na złożoność układów wchodzących w skład ciała człowieka. Tworzone modele często są obarczone dużym błędem, wymagają zastosowania szeregu uproszczeń lub też zaawansowanych metod analizy, co z kolei sprawia, że modele te są stosowane tylko i wyłącznie w sferze badań naukowych, a nie mogą być wykorzystane w codziennej praktyce klinicznej.

Przedstawiony przegląd literaturowy w tematyce zastosowania i oceny TISK (rozdział 2.2) nakreśla istotność tego testu w praktyce klinicznej. Jest to jedna z podstawowych metod oceny momentu sił mięśniowych w kolejnych okresach po operacji stawu kolanowego, niezależnie od rodzaju przeprowadzonego zabiegu. Jednak mimo tak częstego zastosowania tego testu w praktyce klinicznej i mnogości dowodów wskazujących na istotność oceny jakościowej TISK, **brakuje w literaturze wzorców, które określałyby, jakimi cechami charakteryzuje się prawidłowy przebieg momentu sił mięśniowych SK w całym zakresie ruchu.** Większość literatury specjalistycznej w tym zakresie ogranicza się tylko i wyłącznie do podania wartości szczytowych momentu sił mięśniowych w poszczególnych grupach badanych. Kilka prac w tematyce oceny jakościowej albo nie charakteryzuje prawidłowego przebiegu momentu sił mięśniowych (jak w pracy [36], gdzie zaprezentowano tylko przebieg teoretyczny w odróżnieniu od wzorców charakterystycznych pojawiających się w przypadku określonych uszkodzeń SK), albo skupia się na wyznaczeniu modelu matematycznego, który ma małe szanse na zastosowanie w praktyce klinicznej (jak w pracy Carvalho i wsp. [41]), ponieważ nie charakteryzuje wprost podstawowych cech tego przebiegu. Dlatego też jedną z motywacji do podjęcia tematu była potrzeba uzupełnienia wiedzy w tym zakresie, poprzez wyznaczenie

na reprezentatywnej grupie osób referencyjnego przebiegu momentu sił mięśniowych podczas TISK charakteryzującego zdrowy staw kolanowy.

Pomimo ważnej z perspektywy biomechanicznej funkcji, jaką w stawie kolanowym pełni łąkotka (co opisano w rozdziale 2.1 – 2.2), **nie ma dostępnych w literaturze prac, które poprzez analizę badania TISK sprawdzałyby, czy proces leczenia łąkotki wpływa również na funkcję tego stawu.** Jak udowodnił w swojej pracy Iacono i wsp. [36], przebieg momentu sił mięśniowych u osób z uszkodzeniem łąkotki przyśrodkowej charakteryzuje się przede wszystkim występowaniem minimum lokalnego w okolicach wartości szczytowej lub po osiągnięciu wartości szczytowej. Jednak brak jest w literaturze dowodów na to, że naprawa uszkodzenia łąkotki przyśrodkowej, np. za pomocą techniki regeneracji łąkotki z zastosowaniem błony kolagenowej, przyczynia się do zaniku w przebiegu momentu sił mięśniowych wzorców charakterystycznych dla tego uszkodzenia, wskazując tym samym na przywrócenie prawidłowej biomechaniki SK.

TISK jest uważany za test bezpieczny dla pacjentów, nawet po operacjach tego stawu, ponieważ obciążenie automatycznie dostosowuje się do możliwości pacjenta, kiedy ten naciska kończyną na dźwignię dynamometru, wykonując ruch z zadaną prędkością testową. Jednak wątpliwości co do zasadności stosowania tego testu wśród pacjentów operowanych mogą budzić prace opublikowane przez Nisella i wsp. [71], [72] czy Baltzopoulos'a [73], które sugerują, że TISK przy niskich prędkościach testowych (30 – 60 °/s) może generować na powierzchni stawu kolanowego obciążenia rzędu nawet 7,4 – 9,0 BW. Są to znacznie większe obciążenia niż obserwowane podczas innych podstawowych aktywności życia codziennego. Dlatego też ważna jest analiza sił na powierzchni SK za pomocą modeli podobnych do tych przedstawionych w rozdziale 2.4 niniejszej rozprawy doktorskiej. Jednak wśród modeli przeznaczonych do obliczania siły piszczelowo-udowej, odnoszących się do izokinetycznego wyprostu SK zauważono, że **parametry anatomiczne tych modeli nie są różnicowane ze względu na płeć**, a prezentowane wyniki często odnoszą się tylko do jednej z badanych grup (kobiet lub mężczyzn). Wśród ośmiu prac omówionych w ramach rozdziału 2.4 tylko dwie ([71], [74]) prezentowały wyniki dla kobiet, z czego praca [74] dotyczyła studium zaledwie jednego przypadku. Można postawić tezę, że parametry podobnych modeli powinny być różnicowane ze względu na płeć osoby badanej, ponieważ literatura wyraźnie wskazuje na występowanie znacznych różnic w budowie anatomicznej stawów kobiet w stosunku do mężczyzn, co ostatecznie przekłada się na różnice w przenoszeniu obciążeń na powierzchni stawu [71], a także na większą skłonność do urazów stawu kolanowego wśród kobiet [81].

Ponadto, **zindywidualizowanie parametrów modelu względem wymiarów faktycznie występujących u osoby badanej może mieć istotny wpływ na wartości siły piszczelowo-udowej występującej w SK.** Znaczna część prac opisujących siłę piszczelowo-udową podczas TISK w celu określenia niezbędnych parametrów modelu wykorzystuje wartości uśrednione z pomiarów przeprowadzonych na preparatach utrwalonych SK. Innym podejściem prezentowanym w literaturze jest wykonywanie badań fluoroskopowych zgięcia i wyprostu stawu kolanowego, w celu wykonania niezbędnych dla modelu pomiarów odległości i kątów. Drugie podejście, choć wydaje się bardziej dokładne, naraża pacjentów na zwiększoną dawkę promieniowania rentgenowskiego, podczas wykonania tego rodzaju badania. Poza tym badanie fluoroskopowe jest badaniem drogim i wymagającym specjalistycznego sprzętu, przez co takie podejście nie mogłoby być stosowane w codziennej praktyce klinicznej. Najlepszym źródłem danych w celu zindywidualizowania parametrów modelu, spośród obecnie powszechnie dostępnych metod obrazowania, wydaje się badanie rezonansu magnetycznego (MRI) stawu kolanowego. **Jednakże w literaturze nie odnaleziono prac opisujących sposób przeprowadzenia pomiarów na obrazach MRI, które następnie mogłyby być wykorzystane do szacowania siły piszczelowo-udowej w SK w sposób zindywidualizowany dla pacjenta.**

Ostatnią z motywacji do określenia kierunku badań w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej jest spostrzeżenie, że **w literaturze brakuje badań, które określałyby wartości siły piszczelowo-udowej wśród osób po operacji łąkotki stawu kolanowego.** Chociaż badania momentu sił mięśniowych mierzonych za pomocą dynamometru izokinetycznego stanowią dosyć dobre szacowanie wielkości obciążeń przenoszonych w SK, to należy zauważyć, że mierzony w ten sposób moment sił mięśniowych nie ma bezpośredniego przełożenia na wartości siły piszczelowo-udowej, co wynika ze złożonej budowy i funkcji SK. **Co więcej w literaturze brakuje badań, które opisują zmiany w sile piszczelowo-udowej podczas TISK w kolejnych okresach pooperacyjnych** w czasie procesu powrotu pacjenta do zdrowia.

Braki w stanie wiedzy wskazane w niniejszym przeglądzie stanowią podstawę do sformułowania celów rozprawy.

Rozdział 3

Cele i teza pracy

Rehabilitacja pooperacyjna jest jednym z kluczowych elementów, które decydują o powodzeniu procesu leczenia. Jednym z powszechnie stosowanych sposobów oceny postępów rehabilitacji jest pomiar momentów sił mięśniowych, w celu stwierdzenia deficytów momentów sił mięśniowych w stosunku do kończyny nieoperowanej. Należy jednak pamiętać, że zbyt intensywna rehabilitacja ćwiczeniami w otwartym łańcuchu kinematycznym (np. TISK), szczególnie we wczesnym etapie pooperacyjnym, kiedy tkanki są jeszcze w trakcie procesu gojenia, może się przyczynić do uszkodzenia leczonych struktur, wywołując zbyt duże naprężenie w leczonych tkankach lub powodując zbyt duże przesunięcie przednio-tylne w stawie. Efekt ten można zminimalizować poprzez zalecanie tych samych ćwiczeń, ale dla ograniczonego zakresu ruchu, w którym nie występują wartości szczytowe momentów na powierzchni stawu [7]. Dlatego też **celem niniejszej rozprawy doktorskiej jest analiza obciążeń stawu kolanowego podczas badania izokinetycznego, w tym wśród osób po operacji stawu kolanowego, z uwzględnieniem zarówno momentów sił mięśniowych jak i sił działających na powierzchni SK.**

W kontekście wniosków sformułowanych na podstawie przeglądu stanu wiedzy i wynikającej z nich potrzeby prowadzenia badań naukowych, realizacja powyższego celu głównego wymaga sformułowania i osiągnięcia szeregu cząstkowych **zadań badawczych rozprawy**, którymi są:

1. Opracowanie wzorcowego przebiegu momentu sił mięśniowych podczas testu izokinetycznego.
2. Modyfikacja dwuwymiarowego modelu biomechanicznego stawu kolanowego do szacowania siły piszczelowo-udowej podczas wykonywania testu izokinetycznego, aby uwzględnić indywidualną anatomię badanego.
3. Walidacja opracowanego modelu biomechanicznego stawu kolanowego w celu sprawdzenia, czy wykazuje on istotnie różne wartości siły piszczelowo-udowej w porównaniu z modelem prezentowanym w literaturze.

4. Wykonanie pomiarów parametrów geometrycznych stawu kolanowego na podstawie zdjęć rezonansu magnetycznego.
5. Aproksymacja parametrów geometrycznych stawu kolanowego w modelu obciążeniowym w celu uzależnienia ich od kąta zgięcia stawu kolanowego.
6. Analiza przebiegu siły piszczelowo-udowej w całym zakresie kąta zgięcia stawu u pacjentów po rekonstrukcji łąkotki stawu kolanowego z zastosowaniem membrany kolagenowej.
7. Analiza przydatności modelu do oceny postępów leczenia.

Założeniem jest, że realizacja sformułowanych wyżej cząstkowych zadań badawczych umożliwi wykazanie prawdziwości następującej tezy:

Opracowanie wzorcowego przebiegu momentu sił mięśniowych i rozwinięcie dwuwymiarowego modelu mechanicznego stawu kolanowego o indywidualne parametry anatomiczne umożliwi poszerzenie wiedzy na temat obciążeń stawu kolanowego w całym zakresie ruchu podczas testu izokinetycznego.

Rozdział 4

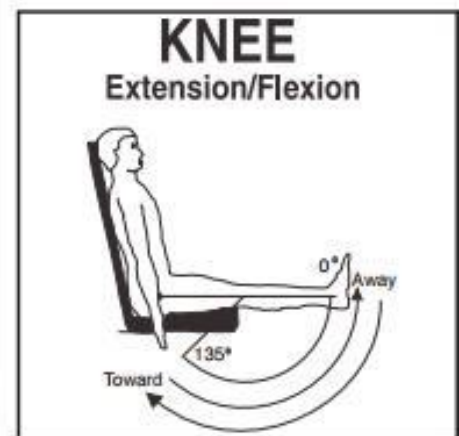
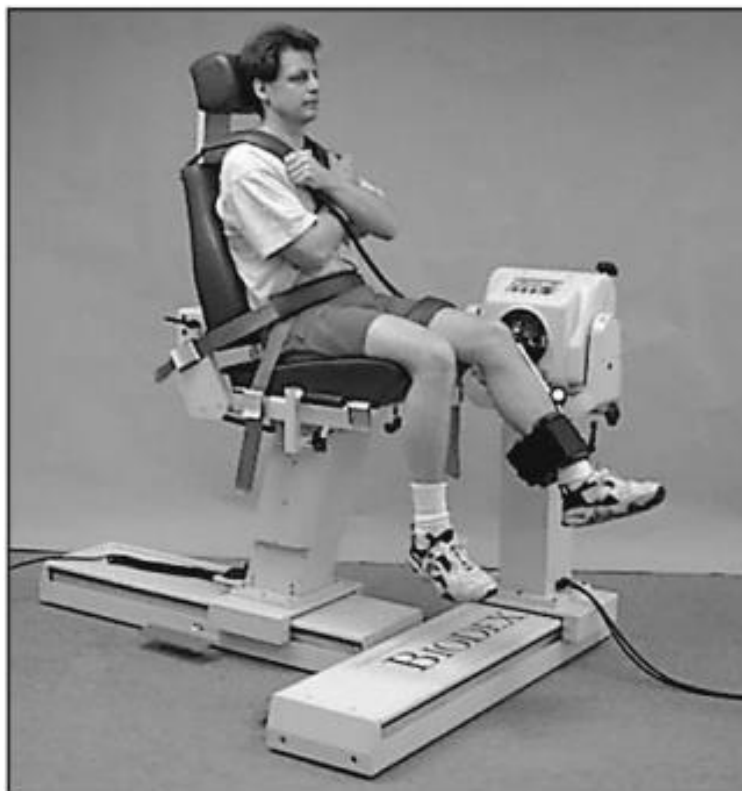
Analiza przebiegu momentu sił mięśniowych w stawie kolanowym podczas badania izokinetycznego

4.1. Metodyka badania stawu kolanowego na dynamometrze izokinetycznym

Wszystkie osoby, których wyniki analizowane są w tej rozprawie doktorskiej, były badane z użyciem tego samego protokołu testu izokinetycznego stawu kolanowego (TISK). W każdym przypadku TISK stanowił jeden z elementów tzw. biomechanicznej oceny funkcjonalnej, tj. zestawu testów fizjoterapeutycznych stosowanych w ocenie stanu narządu ruchu człowieka, m.in. do obserwacji procesu rehabilitacji po operacji stawu lub jako element oceny śród- lub przedsezonowej sportowca [27], [82]. Testy wykonano w obecności wykwalifikowanego fizjoterapeuty w klinice ortopedycznej Rehasport Clinic w Poznaniu, na dynamometrze izokinetycznym Biodex System 3 PRO (Biodex Medical Systems™ Inc., New York, USA) przy czterech standardowych prędkościach kątowych $180^\circ/s$, $60^\circ/s$, $270^\circ/s$ oraz $300^\circ/s$, w trybie koncentrycznego zgięcia i wyprostu stawu kolanowego. Pozycja oraz stabilizacja ciała osoby badanej były przyjmowane zgodnie z zaleceniami znajdującymi się w instrukcji obsługi Biodex Medical Systems, tj. pochylenie oparcia fotelu mieści się w zakresie $70^\circ - 85^\circ$, ustawienie siedziska fotela wynosi 90° oraz badana kończyna jest ustawiona tak, aby oś dynamometru przebiegała przez kłykieć boczny kości udowej w płaszczyźnie strzałkowej. Podczas badania zastosowano korektę efektu grawitacyjnego tak, aby mierzony moment wskazywał tylko faktyczny moment sił mięśniowych. Korekta efektu grawitacyjnego polega na dodaniu odpowiedniej wartości momentu do wyniku końcowego, podczas gdy ruch kończyny przeciwdziała siłom grawitacji (np. podczas wyprostu stawu kolanowego) lub odjęciu odpowiedniej wartości momentu, podczas gdy ruch kończyny odbywa się zgodnie z kierunkiem wektora grawitacji (np. podczas zgięcia stawu kolanowego). Odpowiednia wartość momentu jest ustalana na podstawie pomiaru momentu na dynamometrze, gdy kończyna jest wyprostowana, ponieważ jest to pozycja, w której efekt grawitacyjny jest największy. Pomiar ten odbywa się przed docelowym testem izokinetycznym [30], [83].

W niniejszej rozprawie doktorskiej analizie poddano wyniki testów wykonanych przy prędkości kątowej $60^\circ/s$. Prędkość ta, zaliczająca się do niższych wartości prędkości kątowych

stosowanych podczas TISK, jest standardowo stosowana do oceny maksymalnych momentów sił mięśniowych, czyli tzw. siły mięśniowej. Według danych literaturowych jest to jedna z najczęściej stosowanych prędkości kątowych podczas TISK. Test przeprowadzono dla obu kończyn dolnych. Test jednej kończyny składał się z trzech wyprostów i zgięć stawu kolanowego przy stałej prędkości kątowej zapewnianej przez opór stawiany przez ramię dynamometru izokinetycznego (Rys. 4.1.1). Do obliczeń wykorzystano dane źródłowe rejestrowane bezpośrednio przez dynamometr z częstotliwością 100 Hz, wyeksportowane z urządzenia w formie plików tekstowych. Ponieważ przebieg momentu sił mięśniowych nawet wśród osób zdrowych ma szereg artefaktów, dane te poddano filtracji z użyciem filtra dolnoprzepustowego IIR (z ang. *Infinite Impulse Response*) trzeciego rzędu, z częstotliwością pasma przepustowego 0,1 Hz oraz kompensacją opóźnienia zależnego od częstotliwości (z ang. *compensation for frequency-dependant delay*). Wszystkie obliczenia wykonano w programie Matlab.



Rys. 4.1.1. Prawidłowe ustawienie osoby badanej podczas TISK [30]

4.2. Analiza momentu sił mięśniowych osób bez urazu w stawie kolanowym

Celem analizy było zbadanie i opisanie przebiegu momentu sił mięśniowych podczas TISK przy prędkości testowej 60°/s, charakteryzującego zdrowy staw kolanowy. Przebieg momentu sił mięśniowych charakteryzujący zdrowy staw kolanowy nazwano w dalszej części pracy **przebiegiem referencyjnym**.

4.2.1. Grupa badawcza

Jako grupę badawczą obrano 66 zawodników jednej, męskiej, profesjonalnej drużyny piłkarskiej, reprezentujących drużynę w latach 2010 – 2016. Zawodnicy byli systematycznie poddawani biomechanicznej ocenie funkcjonalnej w Rehasport Clinic, dwa razy w roku, na początku wiosennej i jesiennej rundy sezonu piłkarskiego [84]. W sumie zgromadzono wyniki 340 testów izokinetycznych. Z analizy wyłączono zawodników z urazem w obrębie stawu kolanowego lub z historią nawracającego urazu w obrębie stawu kolanowego, takiego jak:

1. uraz mięśnia czworogłowego uda, mięśnia prostego uda lub mięśni grupy tylnej uda testowanej kończyny przed lub w okresie 12 miesięcy po TISK,
2. uraz, naderwanie lub zerwanie ścięgien lub więzadeł w obrębie stawu kolanowego testowanej kończyny przed lub w okresie 12 miesięcy po TISK,
3. rekonstrukcja ścięgna lub więzadła w obrębie stawu kolanowego testowanej kończyny przed TISK,
4. uszkodzenie lub uraz łąkotki stawu kolanowego przed lub w okresie 12 miesięcy po TISK,
5. uraz więzadła rzepki testowanej kończyny przed lub w okresie 12 miesięcy po TISK.

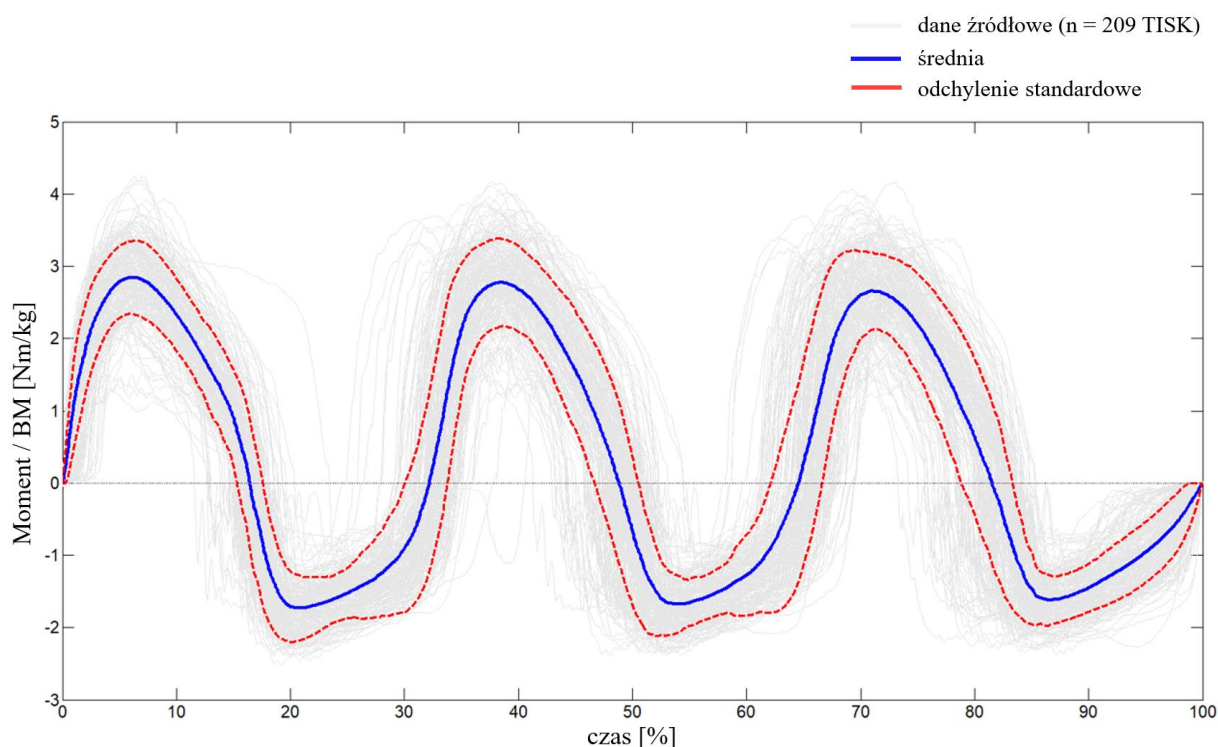
Źródłem danych dotyczących urazu oraz podstawą odrzucenia testu izokinetycznego z analizy była historia choroby zawodników zgromadzona w Rehasport Clinic. Po odrzuceniu danych zgodnie z ww. kryteriami, do dalszej analizy włączono 209 testów izokinetycznych stawu kolanowego dotyczących grupy 44 zawodników jednej drużyny piłkarskiej, o następującej charakterystyce w dniu testu:

1. wiek: $24,12 \pm 5,40$ lat,
2. masa ciała: $79,29 \pm 6,03$ kg,
3. wysokość ciała: $183,86 \pm 5,27$ cm.

4.2.2. Metodyka badania

Wartości zarejestrowanego momentu sił mięśniowych znormalizowano względem masy ciała pacjenta (z ang. BM, tj. *body mass*), natomiast czas znormalizowano względem całkowitego czasu trwania testu.

Ze względu na to, że liczba zarejestrowanych wartości chwilowych momentu sił mięśniowych w teście izokinetycznym jest zależna od czasu trwania testu, a więc różna dla każdego badania, każdy z wyników TISK przekształcono do zbioru wartości zawierającego 1000 chwilowych wartości momentu sił mięśniowych, za pomocą funkcji dostępnej w oprogramowaniu Matlab *interp1*. Funkcja ta dokonała interpolacji zmierzonego momentu sił mięśniowych, a następnie odczytano wartości dla 1000 równomiernie rozłożonych chwil czasowych odpowiadających znormalizowanej osi czasu testu wyrażonej od 0 do 100%. Następnie, wszystkie przebiegi momentu sił mięśniowych w czasie wykreślono na jednym wykresie, na podstawie którego wyliczono wartość średnią i odchylenie standardowe w każdej chwili czasowej (Rys. 4.2.1).



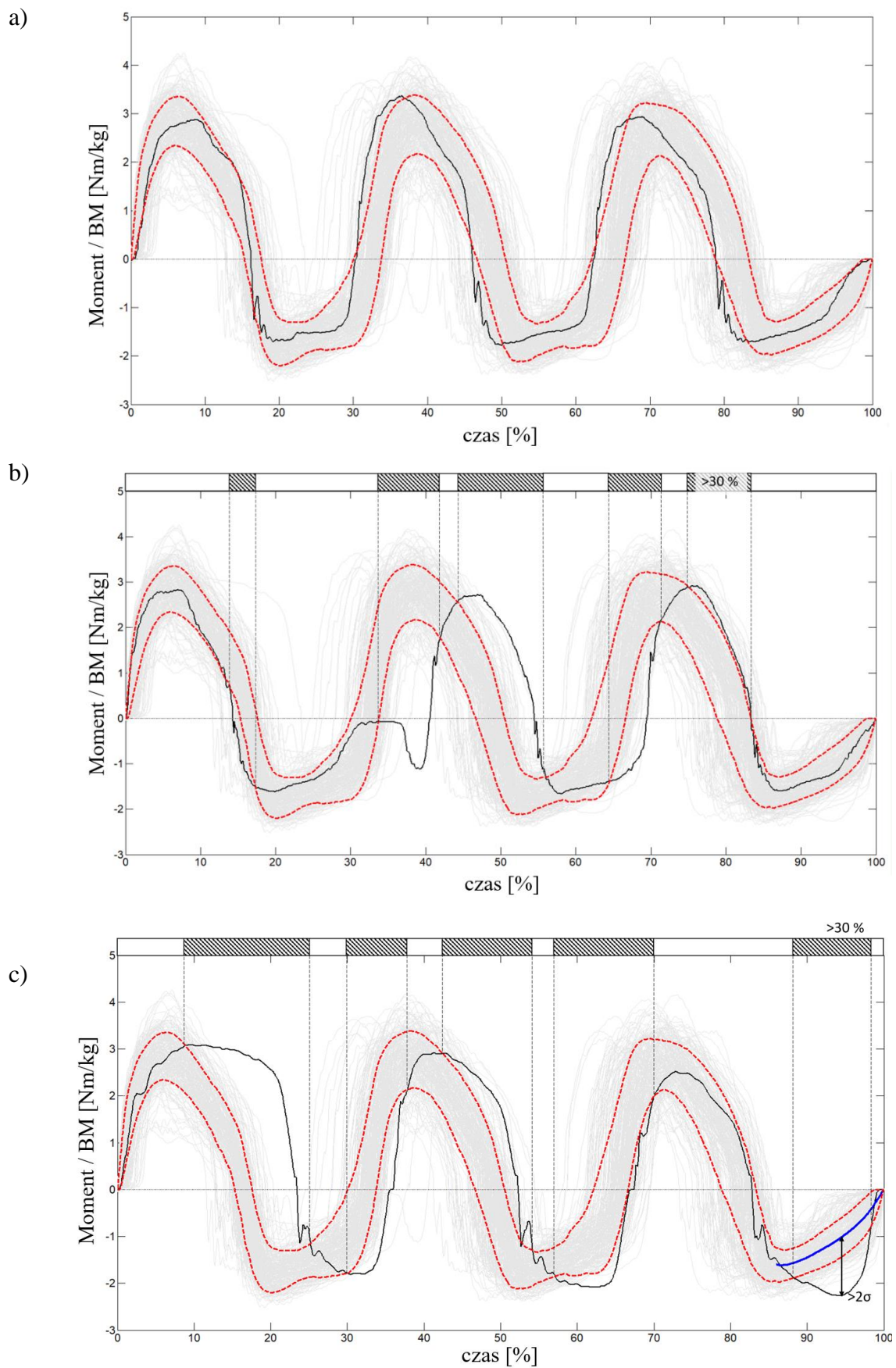
Rys. 4.2.1. Średnia (kolor niebieski) oraz odchylenie standardowe (kolor czerwony) momentu sił mięśniowych obliczone na podstawie wyników 209 TISK

W zbiorze badań znajdowały się testy bardzo odchyłone względem przebiegu średniego. Przyczynami takich przebiegów mogą być chwilowa niedyspozycja pacjenta czy niezastosowanie się do wytycznych fizjoterapeuty w czasie wykonania testu. W celu uzyskania bardziej gładkiego przebiegu referencyjnego momentu sił mięśniowych, zastosowano dwa kryteria wyłączające z dalszej analizy te testy, które:

1. zawierały ponad 30% chwil czasowych, w których wartości momentu sił mięśniowych nie wpisywały się w przedział średniej \pm SD wyliczonej dla danej chwili czasowej testu,
2. posiadały przynajmniej jedną chwilę czasową, w której wartość momentu sił mięśniowych była wyższa lub niższa od wartości podwojonego odchylenia standardowego średniej obliczonej dla danej próbki czasowej – odpowiednio plus lub minus 2σ . Wartość σ ustalono jako stałą, obliczoną na podstawie maksymalnego odchylenia standardowego dla wszystkich rozważanych testów i chwil czasowych ($\sigma = 1,43$ Nm/kg).

Ilustracja graficzna testów niespełniających ww. kryteriów i wyłączonych z dalszej analizy została zaprezentowana na Rys. 4.2.2.

Zastosowanie wyżej opisanych kryteriów umożliwiło wyłączenie z dalszej analizy testów zawierających ponadnormatywne wartości momentu sił mięśniowych, które mogły wynikać z artefaktów powstałych na skutek błędów pomiarowych, a także testy, w których czasy poszczególnych wyprostów i zgięć były mocno zróżnicowane. Na tej podstawie z dalszej analizy wyłączono 83 testy. Przebieg momentu sił mięśniowych charakteryzujący zdrowy staw kolanowy (przebieg referencyjny) wyznaczono ostatecznie na podstawie 126 testów izokineetycznych, dla których wyliczono średnią i odchylenie standardowe w każdej chwili czasowej. Przebieg ten zilustrowano na Rys. 4.2.3.



Rys.4.2.2. Ilustracja kryteriów wyłączających testy z dalszej analizy: a) TISK włączony do dalszej analizy, b) TISK odrzucony ze względu na pierwsze kryterium, c) TISK odrzucony ze względu na pierwsze i drugie kryterium

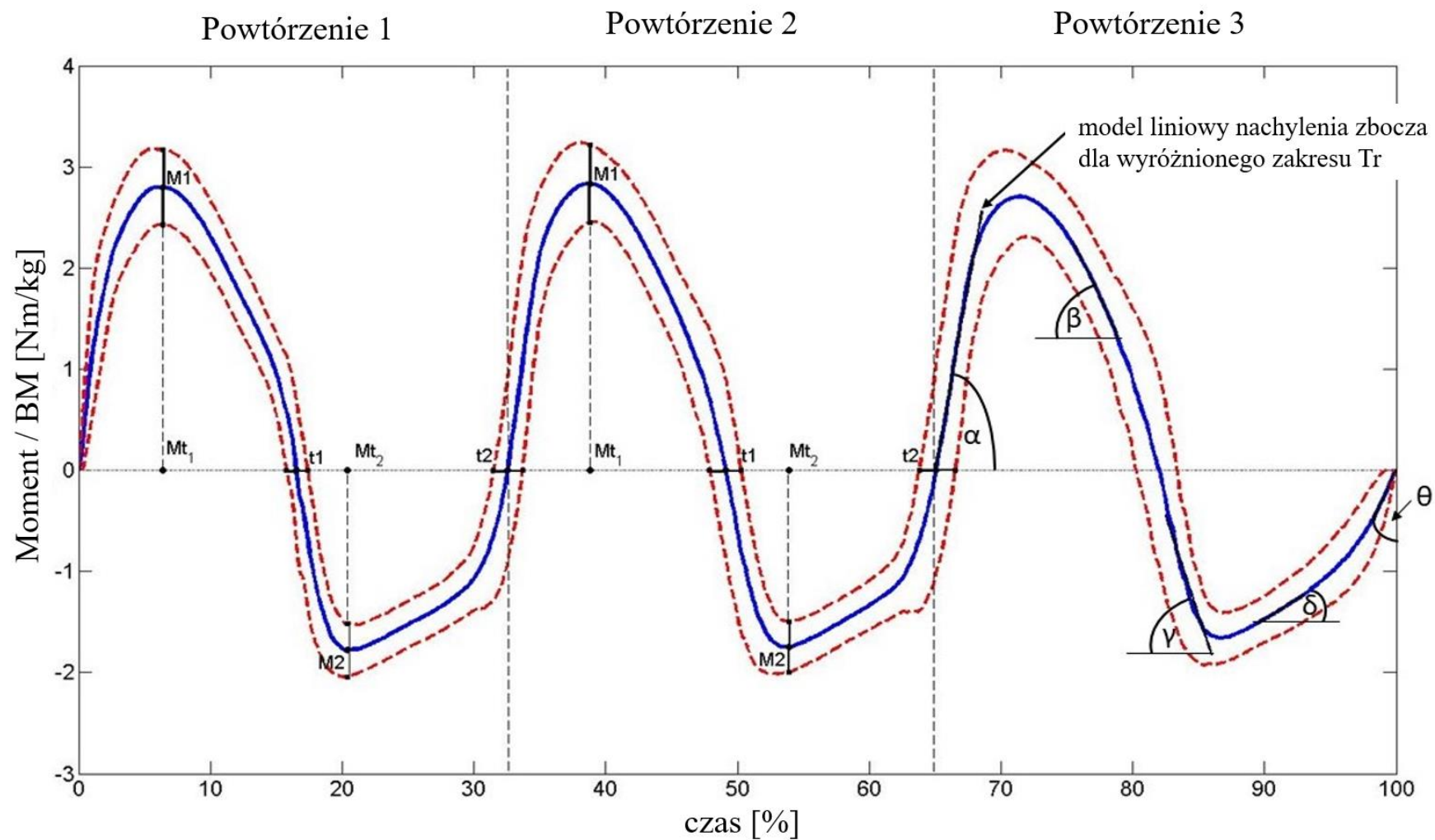
W kolejnym kroku sformułowano dziewięć parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg referencyjny momentu sił mięśniowych w TISK (Rys. 4.2.3):

1. wartość szczytowa momentu sił mięśniowych prostowników (M_1) oraz zginaczy (M_2) SK,
2. czas wystąpienia wartości szczytowej momentu sił mięśni prostowników (Mt_1) oraz zginaczy (Mt_2) SK wyrażony procentowo w stosunku do czasu trwania powtórzenia (Tr),
3. czas trwania ruchu wyprostu SK (t_1) wyrażony procentowo w stosunku do czasu trwania pełnego cyklu (ruchu zgięcia i wyprostu SK),
4. czas trwania pełnego cyklu (t_2) w odniesieniu do czasu trwania całego testu,
5. kąt nachylenia zbocza narastającego momentu sił mięśniowych prostowników SK (α), obliczony dla zakresu od 0 do 10% Tr ,
6. kąt nachylenia zbocza opadającego momentu sił mięśniowych prostowników SK (β), obliczony dla zakresu od 30 do 40% Tr ,
7. kąt nachylenia zbocza opadającego momentu sił mięśniowych zginaczy SK (γ), obliczony dla zakresu od 50 do 60% Tr ,
8. kąt nachylenia zbocza narastającego momentu sił mięśniowych zginaczy SK (δ), obliczony dla zakresu od 70 do 80% Tr ,
9. kąt nachylenia zbocza narastającego momentu sił mięśniowych zginaczy SK (θ), obliczony dla zakresu od 95 do 100% Tr .

Kąty nachylenia zboczy opadających i narastających na wykresie momentu sił mięśniowych w czasie wyliczono z funkcją dostępną w oprogramowaniu Matlab pod nazwą *LinearModel.fit* dla wykresu o wartości współczynnika proporcjonalności (z ang. *aspect ratio*) 1:0.1, tj. do obliczenia kąta przyjęto, że jednostka 1 Nm/kg oraz jednostka 10% czasu trwania testu mają na wykresie te same długości. Funkcja ta pozwoliła na utworzenie modeli liniowych dla wyróżnionego zakresu czasu trwania danego powtórzenia (Tr).

4.2.3. Wyniki

Parametry liczbowe charakteryzujące przebieg referencyjny wskazują na duże podobieństwo pomiędzy wszystkimi trzema powtórzeniami testu izokinetycznego (Tab. 4.2.1). Nieznacznie niższe wartości zaobserwowano dla wartości parametrów M_1 , M_2 oraz większe wartości dla kąta θ w trzecim powtórzeniu testu, co może być spowodowane zmęczeniem osoby badanej przy końcu wykonywania testu.



Rys. 4.2.3. Przebieg referencyjny momentu sił mięśniowych u mężczyzn podczas TISK z prędkością $60^\circ/s$ wraz z reprezentacją graficzną charakteryzujących go parametrów liczbowych

Tabela 4.2.1. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg referencyjny momentu sił mięśniowych u mężczyzn podczas TISK z prędkością 60°/s

| Parametr | Powtórzenie 1 | Powtórzenie 2 | Powtórzenie 3 | Średnia ± SD dla trzech powtórzeń |
|---------------|----------------|----------------|----------------|-----------------------------------|
| M_1 [Nm/kg] | 2,79 ± 0,37* | 2,83 ± 0,39* | 2,71 ± 0,41* | 2,78 ± 0,39 |
| Mt_1 [%] | 19,66 | 19,22 | 18,43 | 19,10 ± 0,51 |
| M_2 [Nm/kg] | -1,78 ± 0,26* | -1,74 ± 0,25* | -1,66 ± 0,25* | -1,73 ± 0,25 |
| Mt_2 [%] | 62,67 | 65,67 | 61,65 | 63,33 ± 1,71 |
| t_1 [%] | 50,69 ± 2,67* | 51,00 ± 3,91* | 48,48 ± 2,26* | 50,06 ± 2,95 |
| t_2 [%] | 32,55 ± 1,06* | 65,06 ± 1,33* | 100 | - |
| α [°] | 82,54 ± 0,15** | 82,93 ± 1,04** | 82,08 ± 0,73** | 82,51 ± 0,43 |
| β [°] | 68,46 ± 0,05** | 69,02 ± 0,10** | 70,15 ± 0,18** | 69,21 ± 0,86 |
| γ [°] | 80,95 ± 1,06** | 80,08 ± 0,69** | 75,74 ± 0,83** | 78,92 ± 2,79 |
| δ [°] | 35,12 ± 0,02** | 35,73 ± 0,03** | 38,65 ± 0,02** | 36,50 ± 1,89 |
| θ [°] | 11,76 ± 1,04** | 11,52 ± 0,79** | 19,63 ± 0,14** | 14,30 ± 4,61 |

*SD obliczone na podstawie wszystkich 126 testów izokinetycznych

**SD obliczone dla wyróżnionego zakresu czasu trwania danego powtórzenia (Tr) (np. od 30 do 40% Tr dla kąta β , jak opisano w rozdziale 4.2.2)

4.3. Analiza momentu sił mięśniowych osób po zabiegu regeneracji łąkotki przyśrodkowej

Celem analizy było zbadanie i opisanie przebiegu momentu sił mięśniowych podczas TISK przy prędkości testowej 60°/s, charakteryzującego staw kolanowy w okresie 6, 12 i 24 miesiące po artroskopowym zabiegu regeneracji łąkotki przyśrodkowej techniką AMMS.

4.3.1. Grupa badawcza

Źródłem danych w kontekście osób operowanych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej byli pacjenci operowani w Rehasport Clinic w Poznaniu według autorskiej metody regeneracji łąkotki z zastosowaniem błony kolagenowej (AMMS), opisaną w pracach [85], [86]. Z pełnej bazy pacjentów udostępnionej na rzecz niniejszej rozprawy doktorskiej, wyróżniono 25. pacjentów po operacji tylko i wyłącznie łąkotki przyśrodkowej, bez uszkodzenia łąkotki bocznej, u których wykonano łącznie 43 testy izokinetyczne. U 22. pacjentów tej grupy wykonano TISK po 6., 12. lub 24. miesiącach od przeprowadzonego zabiegu. Testy te spełniały warunki opisane w rozdziale 4.2.2 (wykluczono wszystkie testy niespełniające kryteriów, w tym 3 testy po 6. miesiącach, 3 testy po 12. miesiącach oraz 4 testy po 24. miesiącach). Do ostatecznej analizy włączono (Tab. 4.3.1):

- 14 badań wykonanych po 6. miesiącach od przeprowadzonego zabiegu,
- 10 badań wykonanych po 12. miesiącach od przeprowadzonego zabiegu,
- 9 badań wykonanych po 24. miesiącach od przeprowadzonego zabiegu.

Analizę momentu sił mięśniowych dla osób po zabiegu regeneracji łąkotki przyśrodkowej wykonano w ten sam sposób jak dla grupy osób zdrowych (opisaną w szczegółach w rozdziale 4.2.2 oraz w pracy [87]), na podstawie testów wykonanych dynamometrem izokinetycznym Biodex 3 Pro, znormalizowanych względem masy ciała pacjenta i czasu trwania testu.

Tabela 4.3.1. Grupa osób badanych – pacjenci operowani techniką AMMS ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej

| Płeć i numer pacjenta | Identyfikator pacjenta | Wiek w dniu operacji (lata) | Wysokość ciała (cm) | Masa ciała (kg) | | | |
|-----------------------|-------------------------|-----------------------------|---------------------|-----------------|-------|--------|--------|
| | | | | W dniu operacji | 6 mcy | 12 mcy | 24 mce |
| M 1 | ID 001 ^{1,2,3} | 46 | 180 | 96 | 96 | 96 | - |
| M 2 | ID 044 ^{1,2} | 40 | 173 | 106 | 106 | 104 | - |
| M 3 | ID 083 ² | 51 | 182 | 70 | - | 70 | - |
| M 4 | ID 040 ¹ | 51 | 179 | 96 | - | - | 96 |
| M 5 | ID 030 ^{1,3} | 44 | 178 | 74 | 75 | 77 | - |
| M 6 | ID 033 ^{1,3} | 48 | 185 | 81 | 83 | - | 84 |
| M 7 | ID 039 ¹ | 51 | 182 | 75 | 74 | - | - |
| M 8 | ID 043 ^{1,3} | 49 | 182 | 99 | 99 | 98 | - |
| M 9 | ID 053 ^{1,3} | 55 | 186 | 86 | 81 | - | - |
| M 10 | ID 079 ^{1,3} | 58 | 182 | 90 | 90 | - | - |
| M 11 | ID 095_2 ¹ | 25 | 179 | 72 | 72 | 72 | - |
| M 12 | ID 104 ¹ | 42 | 187 | 112 | 112 | - | 90 |
| M 13 | ID 059 ¹ | 58 | 183 | 73 | - | 73 | - |
| M 14 | ID 103 ¹ | 36 | 182 | 90 | - | 90 | - |
| M 15 | ID 045 ¹ | 32 | 179 | 85 | - | - | 84 |
| M 16 | ID 061_2 ^{1,3} | 19 | 185 | 92 | - | - | 93 |
| M 17 | ID 071 ¹ | 58 | 183 | 81 | - | - | 81 |

W miejscach, w których nie podano masy ciała pacjenta (szare pole) nie odnaleziono testu izokinetycznego we wskazanym okresie po operacji, a więc te testy nie były brane pod uwagę w dalszej analizie.

¹Dane pacjentów, które wzięto pod uwagę w analizach przedstawionych w rozdziale 4.3

²Dane pacjentów, które wzięto pod uwagę w analizach przedstawionych w rozdziale 5

³Dane pacjentów, które wzięto pod uwagę w analizach przedstawionych w rozdziale 6

Tabela 4.3.1 – cd. Grupa osób badanych – pacjenci operowani techniką AMMS ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej

| Płeć i numer pacjenta | Identyfikator pacjenta | Wiek w dniu operacji (lata) | Wysokość ciała (cm) | Masa ciała (kg) | | | |
|-----------------------------|---------------------------|-----------------------------------|------------------------|--------------------|----------|-----------|-----------|
| | | | | W dniu operacji | 6 mcy | 12 mcy | 24 mce |
| K 1 | ID 023 ^{1,2,3} | 46 | 170 | 64 | 64 | 64 | 64 |
| K 2 | ID 046 ^{1,2,3} | 42 | 175 | 66 | 69 | - | - |
| K 3 | ID 085 ^{1,2,3} | 49 | 171 | 64 | - | 64 | 64 |
| K 4 | ID 018_2 ¹ | 19 | 166 | 73 | 73 | - | - |
| K 5 | ID 074 ¹ | 45 | 152 | 78 | 73 | - | - |
| K 6 | ID 092_2 ¹ | 25 | 179 | 68 | - | 68 | 68 |
| K 7 | ID 065 ³ | 48 | 164 | 70 | 72 | - | - |

W miejscach, w których nie podano masy ciała pacjenta (szare pole) nie odnaleziono testu izokinetycznego we wskazanym okresie po operacji, a więc te testy nie były brane pod uwagę w dalszej analizie.

¹Dane pacjentów, które wzięto pod uwagę w analizach przedstawionych w rozdziale 4.3

²Dane pacjentów, które wzięto pod uwagę w analizach przedstawionych w rozdziale 5

³Dane pacjentów, które wzięto pod uwagę w analizach przedstawionych w rozdziale 6

4.3.2. Wyniki

Podobnie jak w przypadku przebiegu referencyjnego, parametry liczbowe charakteryzujące przebieg momentu sił mięśniowych u osób po operacji łąkotki przyśrodkowej techniką AMMS wskazują na duże podobieństwo pomiędzy wszystkimi trzema powtórzeniami testu izokinetycznego (Tab. 4.3.2 – Tab. 4.3.4). Również w tej grupie zaobserwowano niższe wartości parametrów M_1 , M_2 oraz większe wartości kąta θ w trzecim powtórzeniu testu, co może być spowodowane zmęczeniem osoby badanej w fazie końcowej testu.

Parametry liczbowe opisujące przebieg momentu sił mięśniowych wśród osób operowanych wskazują na poprawę sprawności fizycznej stawu kolanowego w kolejnych okresach

pooperacyjnych (Tab. 4.3.5). Pacjenci 24 miesiące po operacji byli w stanie wykonać test izokinetyczny z większym momentem sił mięśniowych (wzrost wartości parametru M_1 z $1,21 \pm 0,39$ do $1,88 \pm 0,26$ Nm/kg oraz wzrost wartości bezwzględnej parametru M_2 z $0,98 \pm 0,19$ do $1,13 \pm 0,16$ Nm/kg) oraz w sposób bardziej dynamiczny (obniżenie wartości parametru Mt_1 z $21,13 \pm 3,09$ do $16,99 \pm 0,81\%$ oraz obniżenie wartości parametru Mt_2 z $65,93 \pm 2,84$ do $62,79 \pm 2,47\%$), w porównaniu do badań wykonywanych 6 miesięcy po operacji. Świadczy to o lepszej aktywacji mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego oraz braku odczuwania bólu podczas wykonywania testu, co może być oznaką powodzenia operacji i rehabilitacji po zabiegu.

Parametry liczbowe opisujące przebieg momentu sił mięśniowych w 6. miesiącu po operacji zmieniają się w kierunku wyznaczonym przez przebieg referencyjny w 12. i 24. miesiącu po operacji (Rys. 4.3.1), choć nadal pozostają deficyty widoczne szczególnie w osiąganym momencie sił mięśniowych grupy operowanej w stosunku do grupy wzorcowej ($M_1 = 1,88 \pm 0,26$ Nm/kg vs $2,78 \pm 0,39$ Nm/kg oraz $|M_2| = 1,13 \pm 0,16$ Nm/kg vs $1,73 \pm 0,25$ Nm/kg, Tab. 4.3.5). Wynika to głównie z profilu osób uwzględnionych w analizie jako grupa osób zdrowych (zawodowi sportowcy), gdyż pacjenci operowani powinni być raczej porównywani do osób zdrowych o średnim lub niskim poziomie sportowym, jednak badania dla takiej grupy nie były dostępne, ze względu na retrospektywny charakter prowadzonych badań. Jednak obserwacja, że w kolejnych miesiącach po operacji przebiegi momentów sił mięśniowych ewoluują do postaci przebiegów referencyjnych otrzymanych dla grupy osób zdrowych i sprawnych świadczy o ich przydatności w ocenie procesu leczenia.

Tabela 4.3.2. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej, podczas testu izokinetycznego z prędkością 60°/s. Wyniki 6 miesięcy po operacji. Kąty α , β , γ , δ , θ obliczono dla wykresów o współczynniku proporcjonalności 1:0.1

| Parametr liczbowy | Powtórzenie 1 | Powtórzenie 2 | Powtórzenie 3 | Średnia \pm SD dla trzech powtórzeń |
|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---------------------------------------|
| M_1 [Nm/kg] | 1,2 \pm 0,34* | 1,22 \pm 0,43* | 1,22 \pm 0,41* | 1,21 \pm 0,39 |
| Mt_1 [%] | 24,98 | 17,68 | 20,98 | 21,13 \pm 3,09 |
| M_2 [Nm/kg] | -0,99 \pm 0,2* | -0,96 \pm 0,2* | -0,97 \pm 0,19* | -0,98 \pm 0,19 |
| Mt_2 [%] | 66,92 | 68,27 | 62,88 | 65,93 \pm 2,84 |
| t_1 [%] | 50,77 \pm 1,42* | 51,87 \pm 1,67* | 48,29 \pm 1,62* | 50,31 \pm 1,57 |
| t_2 [%] | 31,23 \pm 1,73* | 64,44 \pm 1,62* | 100 | - |
| α [°] | 69,82 \pm 0,14** | 71,78 \pm 0,04** | 72,06 \pm 0,07** | 71,22 \pm 1,22 |
| β [°] | 40,17 \pm 0,03** | 43,68 \pm 0,03** | 43,65 \pm 0,02** | 42,50 \pm 2,02 |
| γ [°] | 72,53 \pm 0,08** | 72,76 \pm 0,08** | 65,27 \pm 0,08** | 70,19 \pm 4,26 |
| δ [°] | 15,89 \pm 0,01** | 18,76 \pm 0,01** | 28,01 \pm 0,01** | 20,89 \pm 6,33 |
| θ [°] | 20,26 \pm 0,06** | 21,29 \pm 0,08** | 33,66 \pm 0,02** | 25,07 \pm 7,46 |

*SD obliczone na podstawie wszystkich 14 testów izokinetycznych

**SD obliczone dla wyróżnionego zakresu czasu trwania danego powtórzenia (Tr) jak opisano w rozdziale 4.2.2

Tabela 4.3.3. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przysródkowej, podczas testu izokinetycznego z prędkością 60°/s. Wyniki 12 miesięcy po operacji. Kąty α , β , γ , δ , θ obliczono dla wykresów o współczynniku proporcjonalności 1:0.1

| Parametr liczbowy | Powtórzenie 1 | Powtórzenie 2 | Powtórzenie 3 | Średnia \pm SD dla trzech powtórzeń |
|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---------------------------------------|
| M_1 [Nm/kg] | 1,46 \pm 0,48* | 1,48 \pm 0,37* | 1,44 \pm 0,37* | 1,46 \pm 0,41 |
| Mt_1 [%] | 21,25 | 19,03 | 19,06 | 19,74 \pm 0,53 |
| M_2 [Nm/kg] | -1,08 \pm 0,15* | -1,05 \pm 0,16* | -1,03 \pm 0,14* | -1,05 \pm 0,15 |
| Mt_2 [%] | 62,81 | 65,28 | 63,96 | 64,04 \pm 4,09 |
| t_1 [%] | 50,7 \pm 0,85* | 50,95 \pm 1,55* | 47,87 \pm 2,04* | 49,84 \pm 1,48 |
| t_2 [%] | 31,52 \pm 1,37* | 65,03 \pm 1,59* | 100 | - |
| α [°] | 76,89 \pm 0,16** | 75,71 \pm 0,04** | 75,83 \pm 0,05** | 76,14 \pm 0,65 |
| β [°] | 49,09 \pm 0,01** | 44,11 \pm 0,01** | 50,68 \pm 0,05** | 47,96 \pm 3,43 |
| γ [°] | 76,06 \pm 0,06** | 72,79 \pm 0,06** | 66,34 \pm 0,06** | 71,73 \pm 4,94 |
| δ [°] | 20,52 \pm 0,01** | 23,1 \pm 0,01** | 25,83 \pm 0,01** | 23,15 \pm 2,65 |
| θ [°] | 14,61 \pm 0,09** | 22,7 \pm 0,11** | 33,82 \pm 0,03** | 23,71 \pm 9,64 |

*SD obliczone na podstawie wszystkich 10 testów izokinetycznych

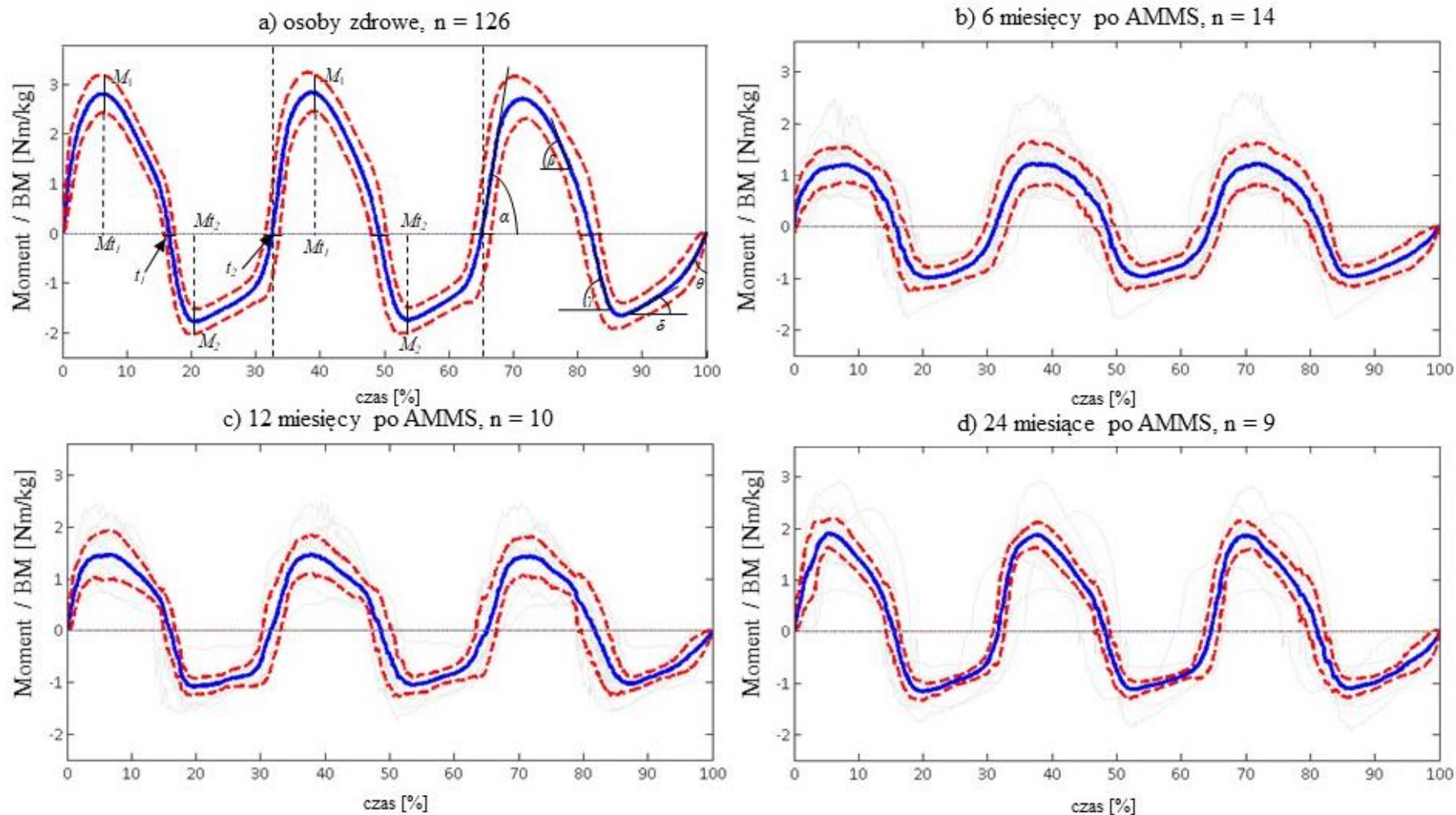
**SD obliczone dla wyróżnionego zakresu czasu trwania danego powtórzenia (Tr) jak opisano w rozdziale 4.2.2

Tabela 4.3.4. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej, podczas TISK z prędkością 60°/s. Wyniki 24 miesiące po operacji. Kąty α , β , γ , δ , θ obliczono dla wykresów o współczynniku proporcjonalności 1:0.1

| Parametr liczbowy | Powtórzenie 1 | Powtórzenie 2 | Powtórzenie 3 | Średnia \pm SD dla trzech powtórzeń |
|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---------------------------------------|
| M_1 [Nm/kg] | 1,9 \pm 0,27* | 1,87 \pm 0,24* | 1,86 \pm 0,27* | 1,87 \pm 0,26 |
| M_{t1} [%] | 17,06 | 18,01 | 15,97 | 16,99 \pm 0,81 |
| M_2 [Nm/kg] | -1,17 \pm 0,17* | -1,12 \pm 0,15* | -1,11 \pm 0,16* | -1,13 \pm 0,16 |
| M_{t2} [%] | 63,49 | 63,47 | 61,52 | 62,79 \pm 2,47 |
| t_1 [%] | 48,85 \pm 1,03* | 50,1 \pm 0,86* | 46,49 \pm 1,39* | 48,48 \pm 1,09 |
| t_2 [%] | 31,66 \pm 0,87* | 64,65 \pm 1,15* | 100 | - |
| α [°] | 77,8 \pm 0,13** | 79,16 \pm 0,18** | 78,98 \pm 0,14** | 78,64 \pm 0,74 |
| β [°] | 58,09 \pm 0,02** | 59,93 \pm 0,01** | 60,27 \pm 0,03** | 59,43 \pm 1,17 |
| γ [°] | 73,05 \pm 1,06** | 73,06 \pm 0,11** | 60,46 \pm 0,08** | 68,86 \pm 7,27 |
| δ [°] | 28,83 \pm 0,01** | 18,15 \pm 0,01** | 31,39 \pm 0,01** | 26,12 \pm 7,02 |
| θ [°] | 16,38 \pm 0,04** | 15,91 \pm 0,08** | 30,96 \pm 0,05** | 21,09 \pm 8,56 |

*SD obliczone na podstawie wszystkich 9 testów izokinetycznych

**SD obliczone dla wyróżnionego zakresu czasu trwania danego powtórzenia (Tr) jak opisano w rozdziale 4.2.2



Rys. 4.3.1. Przebieg momentu sił mięśniowych podczas testu izokinetycznego z prędkością 60°/s u osób zdrowych (a) oraz leczonych metodą AMMS (b, c, d) ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej: a) krzywa referencyjna dla osób zdrowych, b) 6 miesięcy po zabiegu AMMS, c) 12 miesięcy po zabiegu AMMS, d) 24 miesiące po zabiegu AMMS

Tabela 4.3.5. Porównanie parametrów liczbowych opisujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób operowanych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej (w okresie 6, 12, 24 miesięcy po zabiegu) z przebiegiem referencyjnym wyznaczonym dla osób zdrowych (piłkarzy nożnych) w rozdziale 4.2.
W porównaniu wzięto pod uwagę tylko wartości średnie parametrów wyliczone dla trzech powtórzeń testowych

| Parametr liczbowy (średnia dla trzech powtórzeń), | Osoby operowane | | | Przebieg referencyjny (n = 126) |
|---|---------------------|----------------------|---------------------|---------------------------------|
| | 6 miesięcy (n = 14) | 12 miesięcy (n = 10) | 24 miesiące (n = 9) | |
| M_1 [Nm/kg] | 1,21 ± 0,39 | 1,46 ± 0,41 | 1,88 ± 0,26 | 2,78 ± 0,39 |
| M_{t_1} [%] | 21,13 ± 3,09 | 19,74 ± 0,53 | 16,99 ± 0,81 | 19,10 ± 0,51 |
| M_2 [Nm/kg] | -0,98 ± 0,19 | -1,05 ± 0,15 | -1,13 ± 0,16 | -1,73 ± 0,25 |
| M_{t_2} [%] | 65,93 ± 2,84 | 64,04 ± 4,09 | 62,79 ± 2,47 | 63,33 ± 1,71 |
| t_1 [%] | 50,31 ± 1,57 | 49,84 ± 1,48 | 48,48 ± 1,09 | 50,06 ± 2,95 |
| t_2 [%] | 31,23 ± 1,73 | 31,52 ± 1,39 | 31,66 ± 0,87 | 32,55 ± 0,87 |
| α [°] | 71,22 ± 1,22 | 76,14 ± 0,65 | 78,64 ± 0,74 | 82,51 ± 0,43 |
| β [°] | 42,50 ± 2,02 | 47,96 ± 3,43 | 59,43 ± 1,17 | 69,21 ± 0,86 |
| γ [°] | 70,19 ± 4,26 | 71,73 ± 4,94 | 68,86 ± 7,27 | 78,92 ± 2,79 |
| δ [°] | 20,89 ± 6,33 | 23,15 ± 2,65 | 26,12 ± 7,02 | 36,50 ± 1,89 |
| θ [°] | 25,07 ± 7,46 | 23,71 ± 9,64 | 21,09 ± 8,56 | 14,30 ± 4,61 |

4.4. Podsumowanie

Wyznaczono przebieg momentu sił mięśniowych charakteryzujący zdrowy staw kolanowy dla grupy o wysokim poziomie sportowym (przebieg referencyjny), dla testu izokinetycznego wykonywanego z prędkością $60^\circ/\text{s}$. Następnie wyznaczono i opisano jego cechy charakterystyczne. Wykazano również, że przebieg ten może służyć jako wzorzec odniesienia dla badań innych grup (np. osób operowanych) testowanych z użyciem dynamometru izokinetycznego, a więc może być elementem przydatnym do oceny wyników leczenia podczas procesu rehabilitacji.

Opracowany w tej rozprawie doktorskiej wzorzec przebiegu momentu sił mięśniowych opisujący wynik testu izokinetycznego dla prędkości $60^\circ/\text{s}$, cechuje się niższym poziomem złożoności i trudności niż dotychczas spotykane opisy w literaturze oraz jest oparty na większej próbie osób badanych. Przykładem dotychczas dostępnego opisu testu izokinetycznego w literaturze może być praca Carvalho i in. [41], w której dokonano opisu na podstawie 12. testów izokinetycznych z wykorzystaniem trzecio- i czwartorzędowych modeli wielomianowych (str. 26, Rys. 2.2.4). Ponadto, model zaproponowany przez Carvalho i in. opisuje przebieg momentu sił mięśniowych w funkcji kąta zgięcia w stawie, co uniemożliwia analizę kinematyki ruchu podczas testu. Przebieg referencyjny zaproponowany w niniejszej rozprawie doktorskiej został znormalizowany względem masy ciała pacjenta oraz jest oparty na prostych statystykach (m.in. wartościach szczytowych, przecięciach z osią czasu, nachyleniach zboczy), co umożliwia jego szersze zastosowanie w codziennej praktyce klinicznej, niż w przypadku modelu Carvalho i wsp.

Analizując wartości parametrów opisujących przebiegi momentów sił mięśniowych kolejno w 6., 12. i 24. miesiącu po operacji zauważyć można, że dążą one do wartości wyznaczonych dla przebiegu referencyjnego, choć nadal pozostają deficyty widoczne szczególnie w osiąganym szczytowym momencie sił mięśniowych grupy operowanej w stosunku do grupy wzorcowej. Jednak wynika to głównie z profilu osób określonych jako grupa osób zdrowych (zawodowi sportowcy). W przyszłych badaniach pacjenci operowani powinni być raczej porównywani do osób zdrowych o średnim lub niskim poziomie sportowym.

Rozdział 5

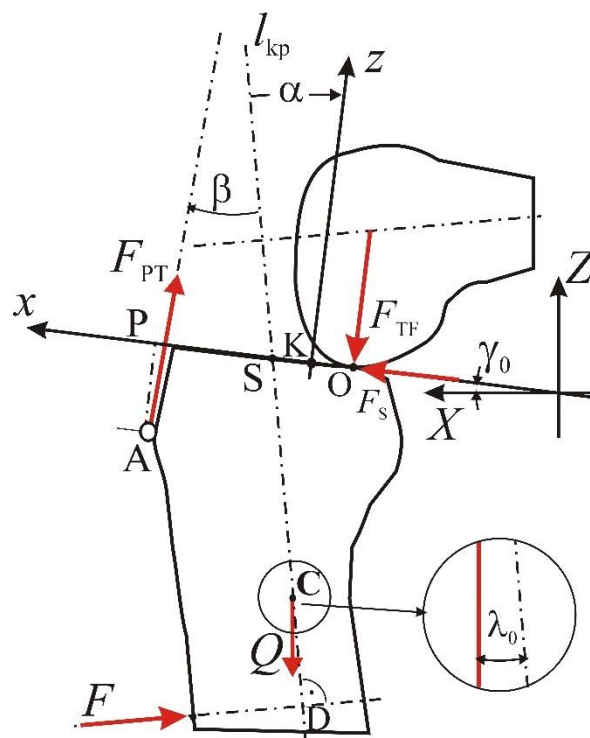
Opracowanie i walidacja zindywidualizowanego osobniczo modelu biomechanicznego stawu kolanowego (TFITIMD)

5.1. Założenia modelu biomechanicznego

Głównym celem jest opracowanie modelu biomechanicznego stawu kolanowego do obliczania siły występującej pomiędzy powierzchniami stawowymi kości udowej i piszczelowej (siła piszczelowo-udowa) podczas wykonywania TISK w trybie koncentrycznego wyprostu stawu kolanowego. Dwoma głównymi zestawami danych wejściowych są pomiary wykonane na obrazach MRI leczonego stawu kolanowego oraz pomiary momentu sił mięśniowych mierzonych dynamometrem izokinetycznym, podczas testu wykonywanego z prędkością kątową $60^\circ/\text{s}$ (opisanych w rozdziale 4.1). Ponadto w modelu zastosowano dane literaturowe do obliczania parametrów zmiennych w czasie ruchu wyprostu stawu kolanowego, takich jak kąt nachylenia więzadła rzepki do osi długiej piszczeli $\beta(\varphi)$ oraz odległość pomiędzy osią długą piszczeli oraz punktem kontaktu kości udowej i piszczelowej d_{SO} . Nowatorskim podejściem jest fakt, że parametry modelu są dostosowane do budowy anatomicznej pacjenta, dzięki wcześniej wspomnianym pomiarom na obrazach MRI. Są one także różnicowane ze względu na płeć pacjenta, ponieważ wcześniejsze prace sugerują istotny wpływ różnic anatomicznych na wyniki podobnych badań [88]. W dalszej części rozprawy doktorskiej opracowany model nosi nazwę TFITIMD (z ang. *Tibiofemoral Force Isokinetic Test Individual MRI Data*).

Model TFITIMD stanowi autorskie rozwinięcie znanego w literaturze płaskiego modelu stawu kolanowego [89] o dane literaturowe dotyczące opisu parametrów anatomicznych stawu [90]–[94] oraz dane pozyskane podczas prowadzenia badań nad niniejszą rozprawą. Na tej podstawie otrzymano dwuwymiarowy parametryczny model stawu kolanowego służący do obliczania siły piszczelowo-udowej podczas testu izokinetycznego. Założono, że udo jest nieruchome, podczas gdy ruch podudzia odbywa się tylko i wyłącznie w płaszczyźnie strzałkowej, w związku z czym jest to model o jednym stopniu swobody. Wyprost stawu kolanowego został zdefiniowany jako zmiana kąta pomiędzy osią długą piszczeli oraz osią długą kości udowej od 90° (pozycja startowa) do 180° (pozycja końcowa – wyprostowany staw kolanowy). Ruch realizowany jest w pozycji siedzącej badanego, ze stałą prędkością kątową

60°/s z użyciem dynamometru izokinetycznego. Schemat obliczeniowy modelu TFITIMD, zaprezentowany graficznie na Rys. 5.1.1, dotyczy tylko wyprostowania stawu kolanowego.



Rys. 5.1.1. Schemat obliczeniowy TFITIMD wyprostowania stawu kolanowego podczas wykonywania testu na dynamometrze izokinetycznym

Na Rys. 5.1.1 oznaczono:

1. XZ – nieruchomy układ odniesienia, xz – ruchomy układ odniesienia, w którym oś x jest prostą, wzdłuż której przecinają się płaszczyzna stawowa kości piszczelowej z płaszczyzną strzałkową, natomiast oś z jest osią prostopadłą do x . W rozdziale 5.5 opisano sposób wyznaczenia przekroju poprzecznego powierzchni stawowej. Oś x i z przechodzą przez środek geometryczny K obrysu kości korowej piszczeli w płaszczyźnie poprzecznej,
2. F – siła, z jaką ramię dynamometru izokinetycznego oddziałuje na podudzie, zapobiegając przyspieszaniu kończyny, F_{TF} – siła reakcji pomiędzy kością udową i piszczelową prostopadła do powierzchni stawowej kości piszczelowej (siła normalna), F_S – siła reakcji pomiędzy kością udową i piszczelową styczna do powierzchni stawowej kości piszczelowej (siła styczna), F_{PT} – siła działająca w więzadle rzepki, Q – ciężar podudzia i stopy,
3. l_{kp} – oś długa kości piszczelowej łącząca środek powierzchni stawowej kości piszczelowej (punkt S) ze środkiem stawu skokowego; wyznaczana zgodnie z metodyką opisaną w pracy [90], w której to l_{kp} stanowi linię w płaszczyźnie strzałkowej, równoległą do

ściany tylnej trzonu kości piszczelowej przechodzącą przez środek „kolców” piszczelowych (wyniosłości międzykłykciowej),

4. φ – kąt wyprostu stawu kolanowego (pokazany dalej na Rys. 5.3.1), $\beta(\varphi)$ – kąt zawarty między l_{kp} i kierunkiem więzadła rzepki w funkcji φ , obliczony na podstawie danych literaturowych [90] i pomiarów na obrazach MRI, α – kąt zawarty między l_{kp} oraz osią z , mierzony dla wyprostowanego stawu kolanowego na obrazach MRI, λ_0 – kąt zawarty między l_{kp} oraz kierunkiem pionowym (oś Z globalnego nieruchomego układu odniesienia), γ_0 – kąt zawarty między powierzchnią kości piszczelowej (osią x) i kierunkiem poziomym (oś X globalnego nieruchomego układu odniesienia); λ_0 oraz γ_0 zostały zmierzone dla każdego pacjenta indywidualnie, na podstawie obrazu MRI kończyny, dla kątów φ bliskich 180° ,
5. A – przyczep więzadła rzepki, C – środek ciężkości podudzia i stopy, D – punkt przecięcia się kierunku działania siły F z osią długą piszczeli, O – ruchomy punkt kontaktu pomiędzy powierzchnią kości udowej i piszczelowej, P – rzut punktu A na oś x , S – środek powierzchni stawowej kości piszczelowej, wyznaczany jako przecięcie l_{kp} z osią x .

Model TFITIMD zastosowano do analizy ruchu obrotowego segmentu podudzia i stopy. Dla potrzeb realizacji tego zadania przyjęto, że:

1. analizowany ruch odbywa się tylko w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny strzałkowej, a więc model TFITIMD jest modelem dwuwymiarowym o jednym stopniu swobody, w którym przemieszczenie punktu kontaktu powierzchni stawowych jest wyrażone w funkcji kąta φ ,
2. ruch wyprostu w stawie kolanowym podczas testu izokinetycznego odbywa się ze stałą prędkością kątową $60^\circ/s$, natomiast przyspieszenie obserwowane na początku i na końcu ruchu nieznacznie wpływa na analizowaną siłę piszczelowo-udową (co wykazano w pracy [73] oraz opisano w rozdziale 5.3),
3. wyprost w stawie kolanowym jest realizowany poprzez siłę działającą punktowo na guzowatość kości piszczelowej (punkt A), tj. siłę w więzadle rzepki F_{PT} ,
4. udo podczas analizowanego ruchu jest nieruchome,
5. podudzie stanowi segment mający oś symetrii materialnej, którego środek masy znajduje się na prostej wyznaczającej oś kości piszczelowej l_{kp} ,

6. środek masy podudzia i stopy (C) znajduje się w 44,16% lub 44,59% długości wzdłużnej piszczeli, odpowiednio dla kobiet i mężczyzn [91],
7. ciężar podudzia i stopy (Q) obliczono jako 6,1% ciężaru ciała oraz 5,7% ciężaru ciała, odpowiednio dla kobiet i mężczyzn [91],
8. położenie punktu O zmienia się podczas wyprostowania stawu kolanowego; jego położenie na powierzchni kości piszczelowej (osi x) jest obliczane na podstawie badań doświadczalnych dostępnych w literaturze [92] jako położenie średnie dla kłykcia bocznego i przyśrodkowego kości udowej w funkcji kąta wyprostowania stawu kolanowego φ (w szczególności opisano poniżej),
9. dźwignia dynamometru izokinetycznego działa na podudzie siłą punktową F , co do wartości równej ilorazowi momentu rejestrowanego przez dynamometr izokinetyczny i odległości między osią stawu kolanowego i miejscem umocowania dźwigni do nogi d_{SD} , gdzie dźwignia dynamometru izokinetycznego jest zamocowana proksymalnie względem kostki przyśrodkowej [30]; odległość d_{SD} w modelu TFITIMD jest obliczana na podstawie literatury [93] oraz wysokości ciała pacjenta, zgodnie z poniższymi równaniami:

$$\text{mężczyźni:} \quad BH = 3.09 \cdot d_{SD} + 52.04 \text{ [cm]}, \quad (5.1.1)$$

$$\text{kobiety:} \quad BH = 2.92 \cdot d_{SD} + 56.94 \text{ [cm]}, \quad (5.1.2)$$

gdzie:

BH – wysokość ciała pacjenta (z ang. *body height*); w pracy [93] przy pomocy powyższych równań obliczano wysokość ciała ludności europejskiej zamieszkującej tereny północne w czasach holocenu, na podstawie odnalezionych kości piszczelowych, gdzie długość kości piszczelowej zdefiniowano jako odległość od szczytu kostki bocznej do kłykcia bocznego kości piszczelowej,

10. kierunek siły F jest prostopadły do osi długiej piszczeli l_{kp} ,
11. siła piszczelowo-udowa działająca na powierzchni kości piszczelowej ma dwie składowe, składową normalną F_{TF} oraz styczną F_S do powierzchni stawowej kości piszczelowej; ze względu na bardzo mały współczynnik tarcia występujący w stawie kolanowym (w zakresie od 0,06 do 0,09 przy dużym obciążeniu dynamicznym oraz w zakresie 0,01 do 0,03 dla niższych obciążeń dynamicznych [95]), składowa styczna siły piszczelowo-udowej F_S reprezentuje głównie siły występujące w więzadłach krzyżowych stawu kolanowego [96].

5.2. Parametry anatomiczne obliczane na podstawie literatury

W modelu TFITIMD wyróżniono wielkości stałe (mierzone bezpośrednio na obrazach MRI, opisane w rozdziale 5.5) oraz wielkości zmieniające się podczas ruchu kończyny (zależne od zmiany kąta wyprostowania stawu kolanowego φ). Do wielkości zmiennych **zaliczono kąt nachylenia więzadła rzepki do osi długiej piszczeli $\beta(\varphi)$ oraz odległość między osią długą piszczeli oraz punktem kontaktu kości udowej i piszczelowej d_{SO} .**

W celu wyliczenia $\beta(\varphi)$, jako kąta w funkcji wyprostowania kolana, zastosowano aproksymację wielomianową drugiego rzędu do wyników przedstawionych w pracy [90] (Rys. 5.2.1 a). Wykorzystano wyniki odnoszące się do kąta mierzonego w płaszczyźnie strzałkowej dla środkowej części więzadła rzepki. Na tej podstawie utworzono dwa równania, odpowiednio dla mężczyzn (5.2.1) i dla kobiet (5.2.2), które przybliżają wartość kąta β w całym zakresie ruchu wyprostowania stawu kolanowego:

$$M_{mod}(\varphi) = -0.0011 \cdot \varphi^2 + 0.54 \cdot \varphi - 43 \text{ [}^\circ\text{]}, \quad (5.2.1)$$

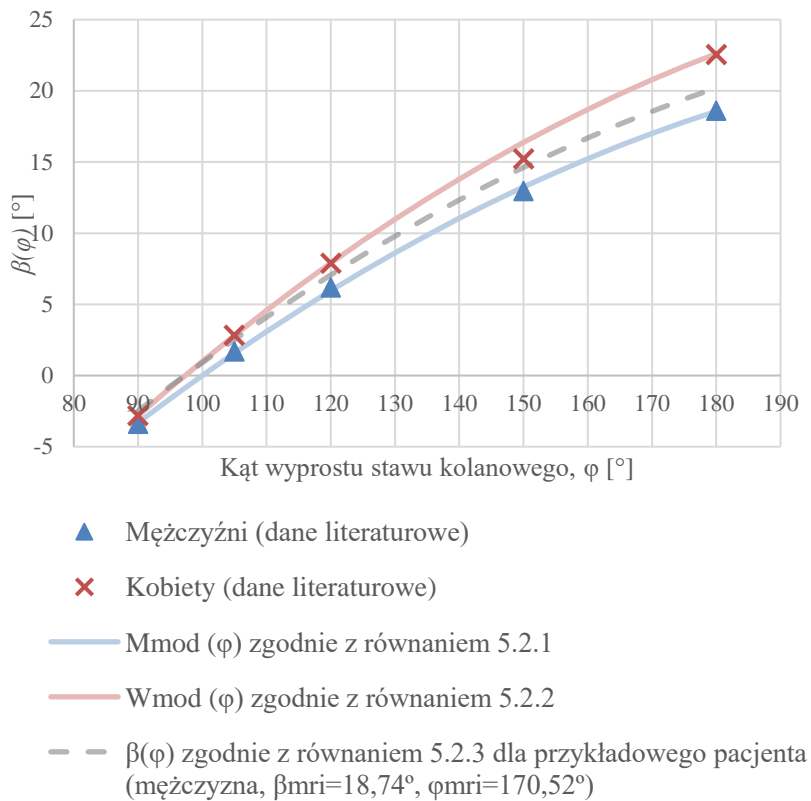
$$W_{mod}(\varphi) = -0.00125 \cdot \varphi^2 + 0.62 \cdot \varphi - 48.5 \text{ [}^\circ\text{]}. \quad (5.2.2)$$

Indywidualne cechy budowy anatomicznej pacjenta mogą mieć wpływ na rzeczywiste wartości kąta β . Autorzy pracy [90] wykazali różnice w zakresie od $1,3^\circ$ do $4,4^\circ$ w kącie nachylenia więzadła rzepki do osi długiej kości piszczelowej, dla różnych kątów zgięcia SK pomiędzy kobietami a mężczyznami. Ponadto należy zwrócić uwagę, że kąt β w dużej mierze decyduje o wpływie siły w więzadle rzepki na składową styczną i normalną siły piszczelowo-udowej (równania 5.3.8 – 5.3.9). Dlatego też w celu wyliczenia wartości kąta $\beta(\varphi)$, stanowiącego jeden z parametrów wejściowych modelu FTITIMD, zmierzono kąt β oraz φ dla pozycji stawu kolanowego widocznej na obrazie MRI (odpowiednio β_{mri} oraz φ_{mri}), a następnie zaproponowano postać funkcji:

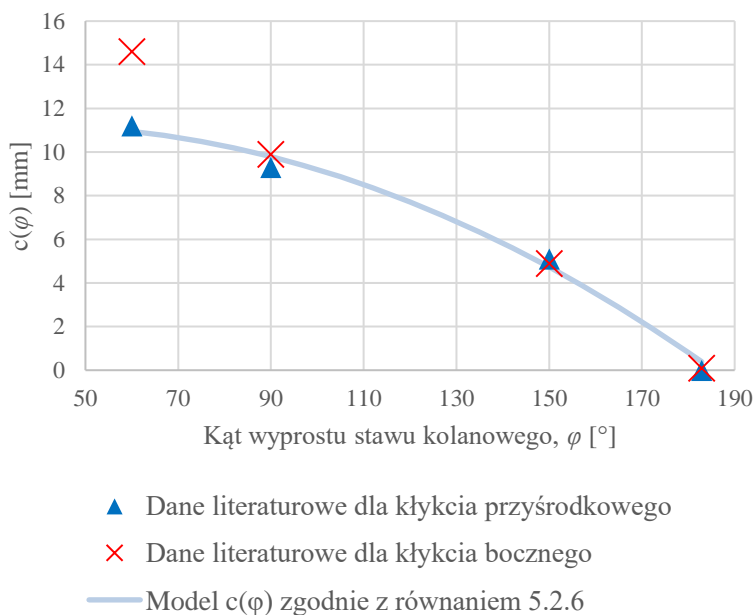
$$\beta(\varphi) = M_{mod}(\varphi) + (\beta_{mri} - M_{mod}(\varphi_{mri}))\left(\frac{\varphi}{180^\circ}\right), \quad (5.2.3)$$

gdzie $M_{mod}(\varphi)$ to parametr zaprezentowany w równaniu (5.2.1), stosowany w przypadku wyliczania kąta $\beta(\varphi)$ dla mężczyzn. W przypadku wyliczania kąta $\beta(\varphi)$ dla kobiet $M_{mod}(\varphi)$ było zastępowane $W_{mod}(\varphi)$, zgodnie z równaniem (5.2.2).

a)



b)



Rys. 5.2.1. (a) Kąt nachylenia więzadła rzepki do osi długiej piszczeli $\beta(\varphi)$ w zależności od kąta wyprostowania w stawie kolanowym. Dane literaturowe na podstawie pracy Varadarajan i in. [90]. (b) Przemieszczenie punktu O, w zależności od kąta wyprostowania stawu kolanowego $c(\varphi)$. Dane literaturowe na podstawie pracy [92]

Drugim parametrem zmiennym w funkcji kąta wyprostowania stawu kolanowego jest d_{SO} . Parametr ten może przyjmować wartości zarówno dodatnie jak i ujemne. Jego zmiana wynika z przemieszczenia punktu kontaktu pomiędzy kością udową i piszczelową (punktu O) podczas wyprostowania kolana względem ustalonego punktu S.

Należy zwrócić uwagę, że w naturalnym stawie kolanowym kontakt pomiędzy kością udową i piszczelową nie jest punktowy, a więc siła działająca w stawie kolanowym rozkłada się na pewien obszar zawarty w powierzchni stawowej, głównie w obszarze kłykcia przyśrodkowego i bocznego kości piszczelowej [97]. Jednakże, ze względu na to, że model TFITIMD jest modelem dwuwymiarowym, przyjęto założenie o punktowym działaniu siły piszczelowo-udowej.

Przemieszczenie punktu kontaktu podczas wyprostowania stawu kolanowego jest bardzo podobne w przypadku kłykcia przyśrodkowego i bocznego kości piszczelowej w zakresie ruchu od 90° do 180° [92] (Rys. 5.2.1 b). W pracy [92] przy użyciu fluoroskopu wykonano pomiary położenia punktu kontaktu dla kończyny obciążonej ciężarem ciała (w staniu na jednej nodze) jedynie dla kilku kątów zgięcia stawu kolanowego. Aby wyznaczyć przemieszczenie punktu O w funkcji kąta wyprostowania stawu kolanowego $c(\varphi)$, zastosowano aproksymację wielomianową drugiego rzędu do wyników przedstawionych w pracy [92] w odniesieniu do kłykcia przyśrodkowego (równanie 5.2.6). Założono, że w przypadku kończyny wyprostowanej (kąt wyprostowania stawu kolanowego równy 180°), punkt O znajduje się w odległości równej 6% długości przednio-tylnej powierzchni stawowej górnej kości piszczelowej t_{AP} od początku układu współrzędnych zlokalizowanego na powierzchni kości piszczelowej [94]. 6% stanowi wartość średnią położenia punktu kontaktu w przypadku kończyny wyprostowanej dla kłykcia bocznego i przyśrodkowego [92].

W celu wyliczenia wartości parametru d_{SO} stanowiącego wejście modelu TFITIMD wykorzystano wyniki z pracy [92] oraz pomiary odległości wykonane na obrazach MRI dla uwzględnionej w pracy grupy badanych, zgodnie z poniższymi równaniami:

$$d_{SO} = x_{Smri} - x_O(\varphi) \text{ [mm]}, \quad (5.2.4)$$

$$x_O(\varphi) = x_{Of} - c(\varphi) \text{ [mm]}, \quad (5.2.5)$$

gdzie:

x_{Smri} – to współrzędna x punktu S w układzie xz , zmierzona bezpośrednio na obrazie MRI,

x_{Of} – to współrzędna x punktu O w układzie xz dla kończyny wyprostowanej ($6\% t_{AP}$),

$c(\varphi)$ – to przemieszczenie punktu kontaktu w funkcji kąta wyprostu stawu kolanowego φ , obliczane na podstawie danych literaturowych [92], zgodnie z równaniem wynikającym z zastosowania aproksymacji wielomianowej drugiego rzędu wyników danych literaturowych (Rys. 5.2.1b):

$$c(\varphi) = -0,00051 \cdot \varphi^2 + 0,038 \cdot \varphi + 10,5 \text{ [mm]}. \quad (5.2.6)$$

5.3. Wyprowadzenie równań na składowe siły piszczelowo-udowej

Dla modelu TFITIMD sformułowano równanie dynamiczne opisujące ruch środka masy segmentu podudzia i stopy:

$$m \vec{a}_C = \vec{F} + \vec{Q} + \vec{F}_{TF} + \vec{F}_S + \vec{F}_{PT}, \quad (5.3.1)$$

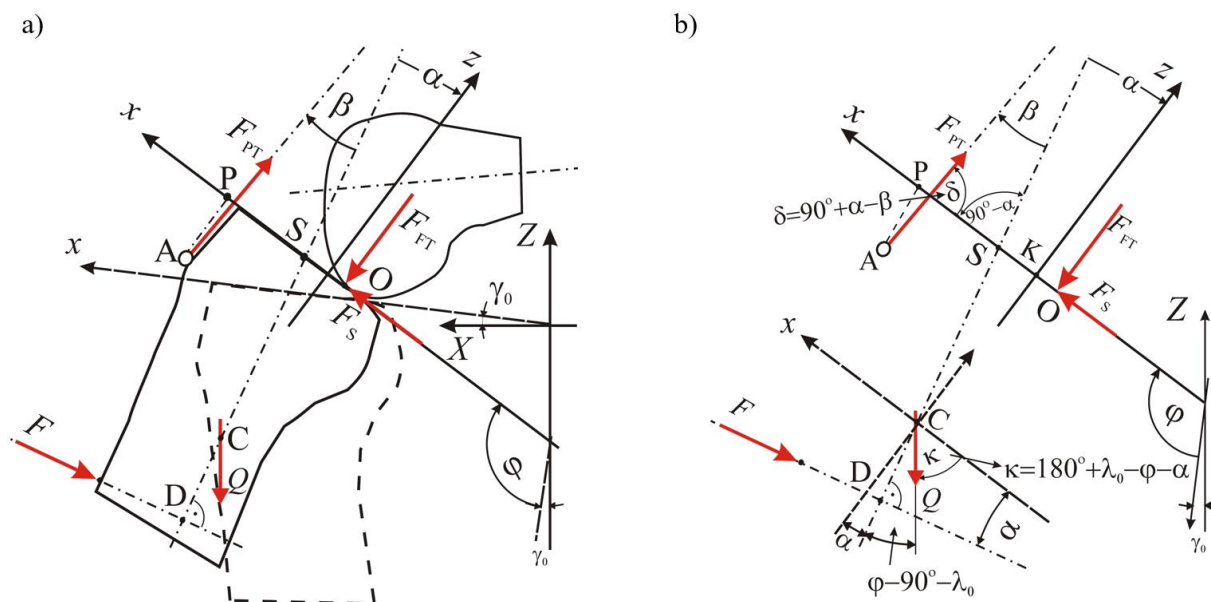
gdzie wektory sił zostały zdefiniowane w układzie odniesienia xz związanym z powierzchnią kości piszczelowej jako:

$$\vec{F} = F[-\cos \alpha, \sin \alpha], \quad \vec{F}_S = F_S[1,0], \quad \vec{F}_{TF} = F_{TF}[0,1], \quad (5.3.2)$$

$$\vec{F}_{PT} = F_{PT}[-\cos(90^\circ + \alpha - \beta), \sin(90^\circ + \alpha - \beta)], \quad (5.3.3)$$

$$\vec{Q} = Q[-\cos(\kappa), -\sin(\kappa)]. \quad (5.3.4)$$

Kąt κ zaprezentowano na Rys. 5.3.1 b.



Rys. 5.3.1. a) Schemat obciążeń stawu kolanowego zgiętego o kąt φ , b) schemat do wyznaczenia kątów pomocniczych dla ogólnego przypadku stawu kolanowego zgiętego o kąt φ

Podczas wyprostowania stawu kolanowego relacje pomiędzy poszczególnymi kątami, jak i wartości sił zaprezentowanych na Rys. 5.3.1a, zmieniają się wraz ze zmianą kąta φ . Zmiany te również zostały uwzględnione w równaniach ruchu.

Poniżej zaprezentowano równanie momentu pędu dla ruchu obrotowego:

$$J_C \frac{d^2\varphi}{dt^2} = M_C = M_S + |\vec{SC} \times m \vec{a}_C|, \quad (5.3.5)$$

gdzie:

J_C – to masowy moment bezwładności segmentu podudzia i stopy względem osi prostopadłej do płaszczyzny strzałkowej i przechodzącej przez środek masy tego segmentu C,

M_C – to suma momentów sił względem punktu C,

M_S – to suma momentów sił względem punktu S (środka powierzchni stawowej kości piszczelowej); punkt S został wybrany jako punkt odniesienia, ponieważ z łatwością może być odnaleziony na obrazach MRI,

m – to masa segmentu podudzia i stopy.

Na podstawie danych z pomiaru prędkości wykonanego przy użyciu fotela izokinetycznego wykazano, że maksymalne przyspieszenie środka ciężkości podudzia i stopy wynosi $0,2 \text{ m/s}^2$, co stanowi ok. 2% przyspieszenia ziemskiego. Na tej podstawie uznano, że składnik $m\vec{a}_C$ równania 5.3.5 jest pomijalnie mały ($m\vec{a}_C = \vec{0}$), w porównaniu do innych sił działających w tym układzie oraz w przybliżeniu równoległy do odcinka CS. Ponadto, test izokinetyczny w założeniu jest wykonywany ze stałą prędkością kątową, co minimalizuje wartość przyspieszenia kątownego. W wyniku tych założeń równania 5.3.1 oraz 5.3.5 można uprościć do poniższej formy:

$$\vec{0} = \vec{F} + \vec{Q} + \vec{F}_{TF} + \vec{F}_S + \vec{F}_{PT}, \quad (5.3.6)$$

$$\begin{aligned} M_S = & -F_{TF} \cdot (x_S - x_O) + \\ & + F_{PT}(\cos(90^\circ + \alpha - \beta) \cdot |AP| - \sin(90^\circ + \alpha - \beta) \cdot |PS|) + \\ & + F \cdot |d_{SD}| + mg \sin(\varphi - 90^\circ - \lambda_0) \cdot |d_{SC}| = 0. \end{aligned} \quad (5.3.7)$$

Korzystając z równania 5.3.6 oraz 5.3.7 możliwe było wyznaczenie sił w poniższej formie:

$$F_{TF} = (F \cdot |d_{SD}| + F \cdot |PS| \cdot \sin(\alpha) - mg \cdot |PS| \cdot \sin(\kappa) - mg \cdot |d_{SC}| \cdot \sin(\lambda - \varphi + 90^\circ) + F \cdot |AP| \cdot \sin(\alpha) \cdot \operatorname{tg}(\alpha - \beta) - mg \cdot |AP| \cdot \sin(\kappa) \cdot \operatorname{tg}(\alpha - \beta)) \cdot \frac{1}{d_{SO} - |PS| - |AP| \cdot \operatorname{tg}(\alpha - \beta)}, \quad (5.3.8)$$

$$F_S = (-F \cdot |d_{SD}| + |AP| \cdot (F \cdot \cos(\alpha) + mg \cdot \cos(\kappa)) + |PS| \cdot (F \cdot \cos(\alpha) + mg \cdot \cos(\kappa)) \cdot \operatorname{ctg}(\alpha - \beta) - F \cdot d_{SO} \cdot \cos(\beta) \cdot \frac{1}{\sin(\alpha - \beta)} - mg \cdot d_{SO} \cdot \cos(\alpha - \beta + \kappa) \cdot \frac{1}{\sin(\alpha - \beta)} + mg \cdot d_{SC} \cdot \sin(\lambda - (\varphi - 90^\circ))) \cdot \frac{1}{|AP| + (|PS| - d_{SO}) \cdot \operatorname{ctg}(\alpha - \beta)}. \quad (5.3.9)$$

5.4. Grupa badawcza

Dane wykorzystane do testowania modelu TFITIMD zostały zebrane w sposób retrospektywny spośród grupy pacjentów operowanych ze względu na uszkodzenie łątki przyśrodkowej stawu kolanowego (wybrani spośród pacjentów opisanych w Tab. 4.2.1), dla których odnaleziono badania MRI leczonego stawu kolanowego oraz badania izokinetyczne stawu kolanowego przeprowadzone 1 rok po procedurze regeneracji łątki. Do testów modelu wybrano grupę 3 kobiet oraz 3 mężczyzn, dopasowanych do kobiet względem wieku (Tab. 5.4.1), gdyż w zebranej bazie pacjentów mężczyźni stanowili znaczną większość operowanych z powodu uszkodzenia łątki przyśrodkowej (79,2%).

Tabela 5.4.1. Grupa osób badanych w testach modelu TFITIMD

| Płeć i numer pacjenta | Identyfikator pacjenta | Wiek w dniu operacji (lata) | Wysokość ciała (cm) | Masa ciała w dniu operacji (kg) |
|-----------------------|------------------------|-----------------------------|---------------------|---------------------------------|
| Kobieta 1 | ID 023 | 46 | 170 | 64 |
| Kobieta 2 | ID 046 | 42 | 175 | 66 |
| Kobieta 3 | ID 085 | 49 | 171 | 64 |
| Mężczyzna 1 | ID 001 | 46 | 180 | 96 |
| Mężczyzna 2 | ID 044 | 40 | 173 | 106 |
| Mężczyzna 3 | ID 083 | 51 | 182 | 70 |

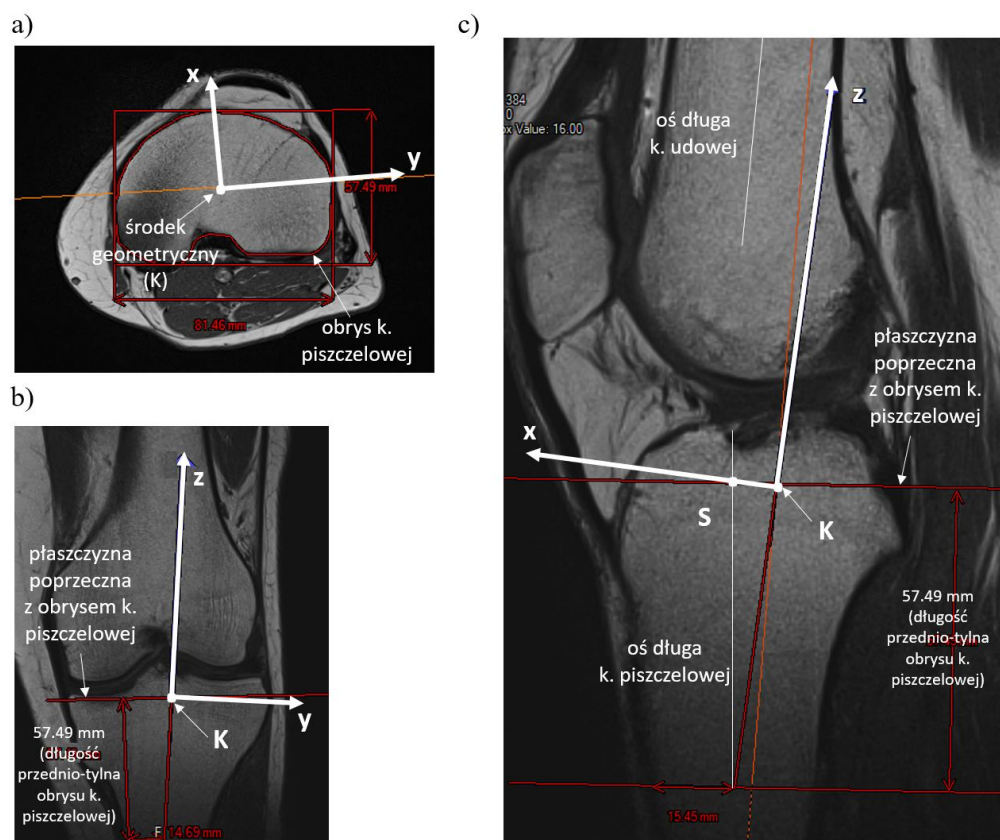
Komentarz kliniczny osób badanych pominięto jako nieistotny pod kątem prowadzonych badań. Niemniej jednak uznano za właściwe podanie informacji, iż dwoje pacjentów cierpiało na choroby towarzyszące (Kobieta 1 – spondyloartroza, Mężczyzna 1 – zespół powięziowy zdiagnozowany 2 lata po zabiegu).

5.5. Pomiary na obrazach MRI

Odległości niezbędne dla obliczeń modelu TFITIMD zmierzono na obrazach MRI operowanej kończyny. Obrazy MRI miały następujące parametry:

1. sekwencja: T1-weighted time spin echo,
2. rozdzielczość obrazu: 384×384 px,
3. odległość między skanami: 3 mm,
4. płaszczyzny: strzałkowa, czołowa i poprzeczna,
5. rozszerzenie pliku: DICOM.

Pomiary wykonano względem układu współrzędnych wprowadzonego do obrazu zgodnie z metodyką zaprezentowaną w pracy [94] oraz algorytmu opisanego poniżej, przy użyciu oprogramowania Onis 2.5 Free Edition software (Digitalcore Co. Ltd., Tokyo, Japan). W tym celu wykorzystano podstawowe narzędzia pomiarowe dostępne w programie Onis 2.5, takie jak linijka, kątomierz, linia, wielobok, prostokąt. Przykład umiejscowienia układu odniesienia na obrazach MRI został zaprezentowany na Rys. 5.5.1.



Rys. 5.5.1. Układ odniesienia wprowadzony do obrazu MRI zgodnie z metodyką opisaną w [94] w płaszczyźnie: a) poprzecznej, b) czołowej oraz c) strzałkowej

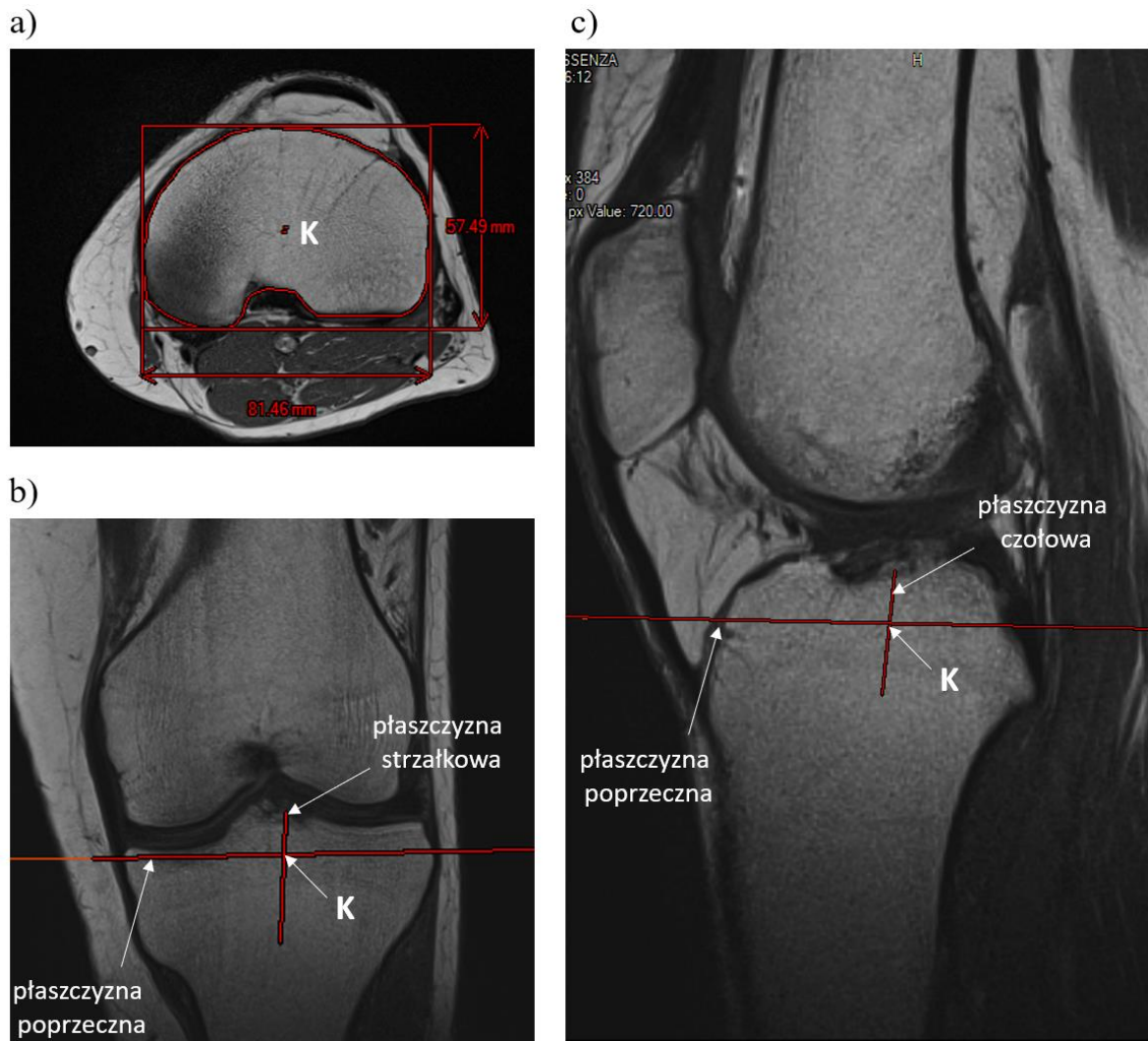
Przyjęto układ współrzędnych zgodnie z Rys. 5.5.1 i wykonano następujące pomiary wielkości geometrycznych:

1. t_{AP} – długość przednio-tylna obrysu przekroju k. piszczelowej na pierwszej płaszczyźnie poprzecznej znajdującej się pod chrząstką ($t_{AP} = 57,49$ mm, Rys. 5.5.1),
2. t_{ML} – długość boczno-przyśrodkowa obrysu przekroju k. piszczelowej na pierwszej płaszczyźnie poprzecznej znajdującej się pod chrząstką,
3. γ_0 – kąt zawarty między powierzchnią k. piszczelowej x i kierunkiem poziomym (osią X) zmierzony na obrazie MRI stawu kolanowego, dla kątów φ bliskich 180° ,
4. λ_0 – kąt zawarty między osią długą k. piszczelowej (l_{kp}) i kierunkiem pionowym (osią Z) zmierzony na obrazie MRI stawu kolanowego, dla kątów φ bliskich 180° ,
5. β_{mri} – kąt zawarty między osią długą k. piszczelowej (l_{kp}) i kierunkiem więzadła rzepki na obrazie MRI,
6. α – kąt zawarty między l_{kp} oraz osią z , mierzony na obrazie MRI stawu kolanowego, dla kątów φ bliskich 180° ,
7. φ_{mri} – kąt zawarty między osią długą k. piszczelowej (l_{kp}) i osią długą k. udowej,
8. AP – odległość między przyczepem więzadła rzepki (A) i powierzchnią k. piszczelowej (osią x) mierzona w kierunku prostopadłym do osi x ,
9. PS – odległość między rzutem przyczepu więzadła rzepki na oś x (punkt P) do środka powierzchni stawowej kości piszczelowej (punkt S, przecięcie l_{kp} z osią x),
10. x_S – odległość od początku układu współrzędnych wprowadzonego do obrazu MRI (punkt K) do środka powierzchni stawowej kości piszczelowej (S).

Pomiary wykonano ręcznie w programie Onis 2.5, zgodnie z procedurą opisaną poniżej:

1. spośród przekrojów poprzecznych k. piszczelowej odnaleźć pierwszy przekrój części bliższej znajdującej się w całości pod chrząstką (Rys. 5.5.2 a),
2. w celu wyznaczenia środka geometrycznego (K) wykonać obrys k. piszczelowej na przekroju poprzecznym wybranym w pkt. 1 z użyciem narzędzia wielokąt (z ang. *polygon*) oraz zmierzyć w wybranym przekroju długość t_{AP} oraz t_{ML} (Rys. 5.5.2 a),
3. na przekroju czołowym (Rys. 5.5.2 b) oraz strzałkowym (Rys. 5.5.2 c), które przechodzą przez środek geometryczny K wyznaczony w pkt. 2, oznaczyć miejsce przekroju

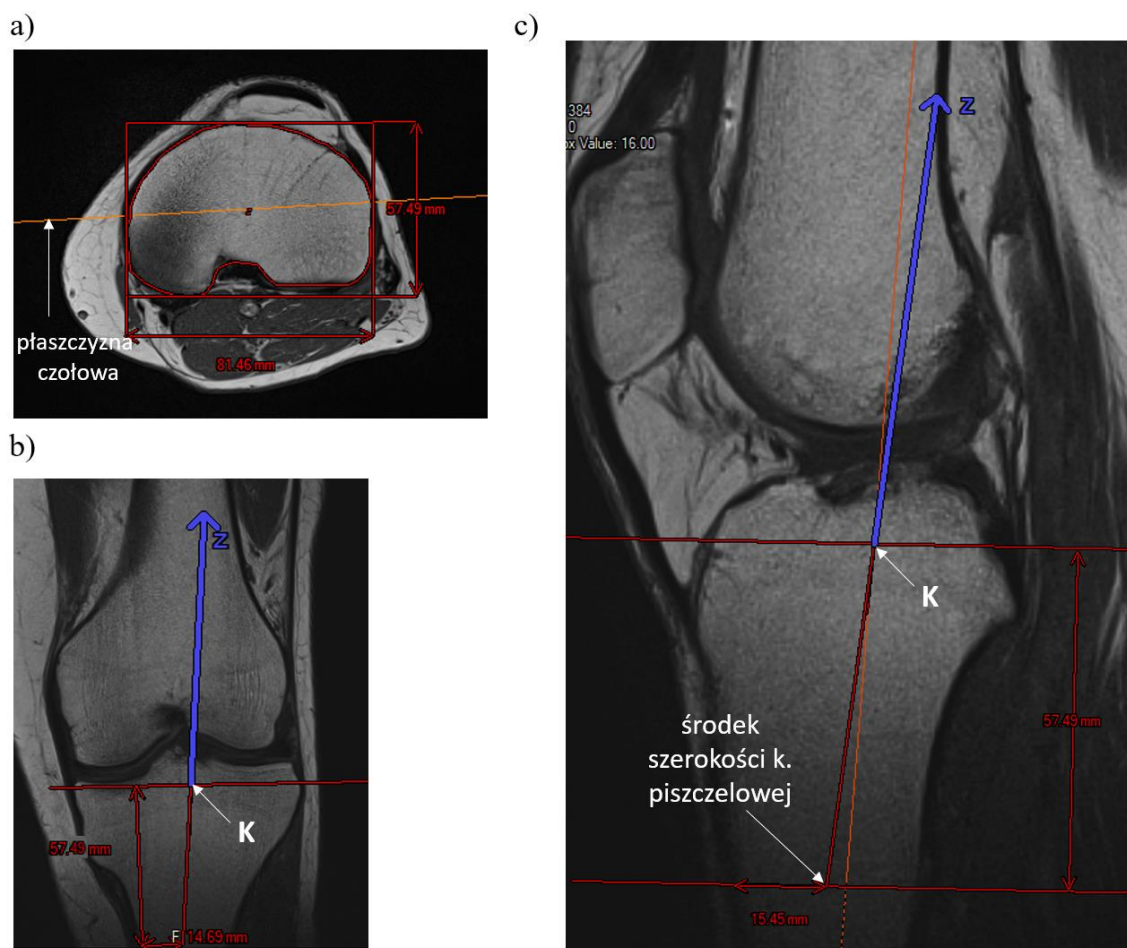
poprzedniego wybranego w pkt. 1 oraz odpowiednio na przekroju czołowym oznaczyć wybrany przekrój strzałkowy i na przekroju strzałkowym oznaczyć wybrany przekrój czołowy,



Rys. 5.5.2. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 1-3: a) płaszczyzna poprzeczna z zaznaczonym pomiarem $t_{AP} = 57,49$ mm oraz $t_{ML} = 81,46$ mm, b) płaszczyzna czołowa oraz c) płaszczyzna strzałkowa z oznaczeniem miejsca dwóch pozostałych płaszczyzn

4. odmierzyć długość t_{AP} na przekroju czołowym oraz strzałkowym wybranym w pkt. 3 (Rys. 5.5.3 b – c), zaznaczając wymiar w kierunku dystalnym w stosunku do stawu kolanowego oraz w sposób równoległy do poszczególnych płaszczyzn,
5. w odległości t_{AP} wyznaczonej w pkt. 4 zmierzyć szerokość k. piszczelowej na przekrojach czołowym oraz strzałkowym i oznaczyć połowę zmierzonej odległości (Rys. 5.5.3 b – c),

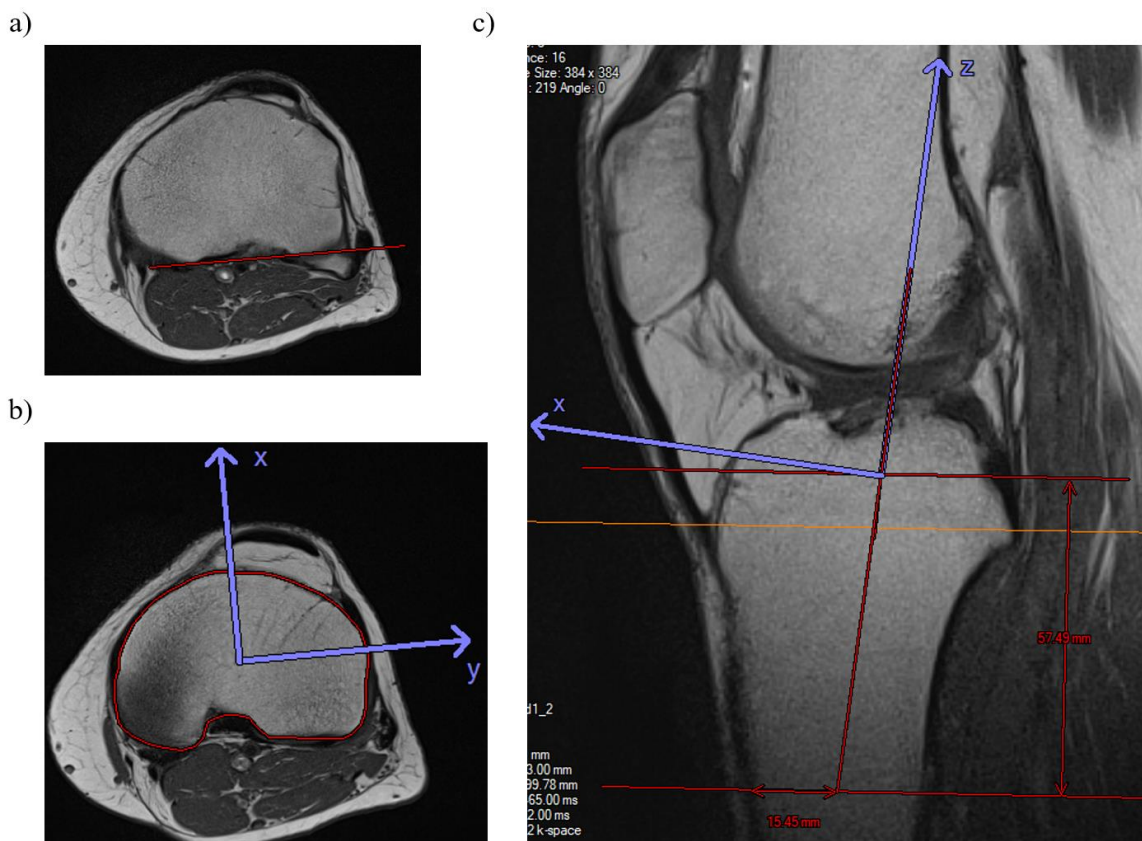
- poprowadzić prostą na płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej przechodzącą przez punkt wyznaczony w pkt. 5 oraz środek geometryczny K, pokazany odpowiednio na płaszczyznach czołowej i strzałkowej; **wyznaczona prosta stanowi kierunek osi z ruchomego układu odniesienia** (Rys. 5.5.3 b – c),



Rys. 5.5.3. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 4-6: a) płaszczyzna poprzeczna z zaznaczoną płaszczyzną czołową, b) płaszczyzna czołowa, c) płaszczyzna strzałkowa z wyznaczonym kierunkiem osi z

- odszukać przekrój poprzeczny przechodzący przez przyczepy PCL i poprowadzić linię przez dwa najbardziej dystalne punkty k. korowej piszczeli (Rys. 5.5.4 a), a następnie wyznaczoną linię należy skopiować na płaszczyznę poprzeczną wybraną w pkt. 1 i przenieść (bez zmiany jej kąta pochylenia) tak, aby przecinała środek geometryczny K; **wyznaczona prosta stanowi kierunek osi y ruchomego układu odniesienia** (Rys. 5.5.4 b),

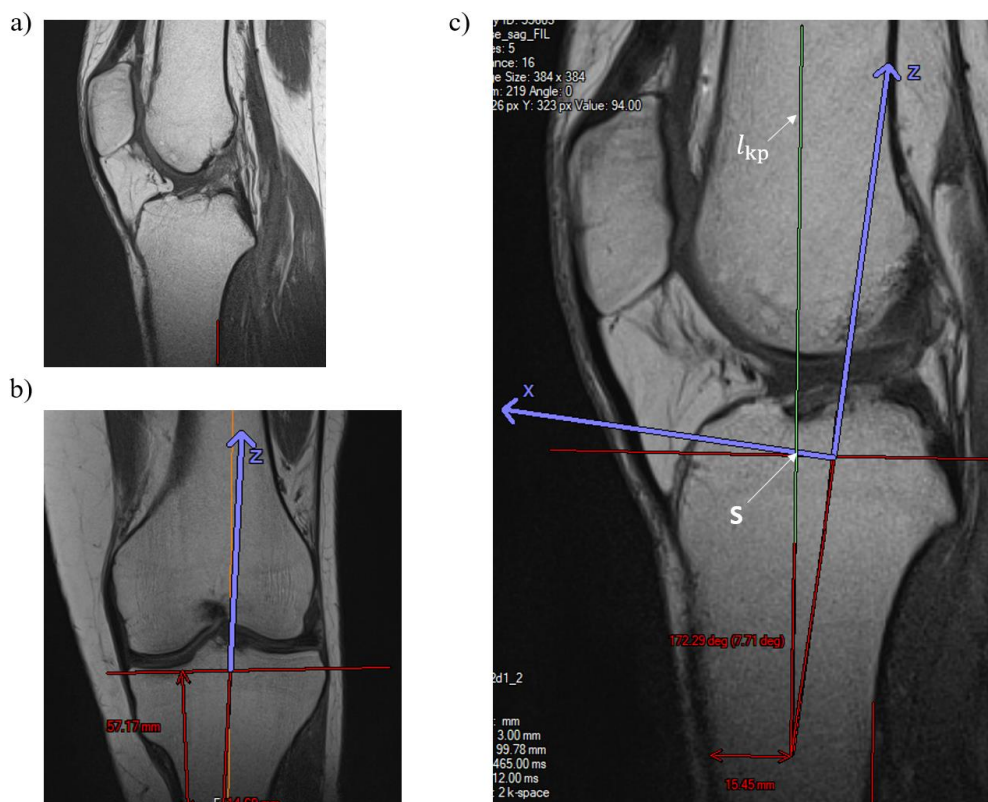
8. na płaszczyźnie poprzecznej narysować prostą prostopadłą do wyznaczonego kierunku osi y w pkt 7; **wyznaczona prosta stanowi kierunek osi x ruchomego układu odniesienia** widoczny w płaszczyźnie poprzecznej (Rys. 5.5.4 b),
9. na płaszczyźnie strzałkowej wyznaczonej w pkt. 3 wyznaczyć prostą prostopadłą do osi z oraz przechodzącą przez środek geometryczny K ; **wyznaczona prosta stanowi kierunek osi x ruchomego układu odniesienia** widoczny w płaszczyźnie strzałkowej (Rys. 5.5.4 c),



Rys. 5.5.4. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 7-9: a) płaszczyzna poprzeczna na poziomie przyczepów PCL (zaznaczona kolorem pomarańczowym na obrazie w podpunkcie c wraz z linią poprowadzoną przez dwa najbardziej dystalne punkty k. korowej piszczeli, b) płaszczyzna poprzeczna z osiami układu odniesienia xy c) płaszczyzna strzałkowa z osiami układu odniesienia xz

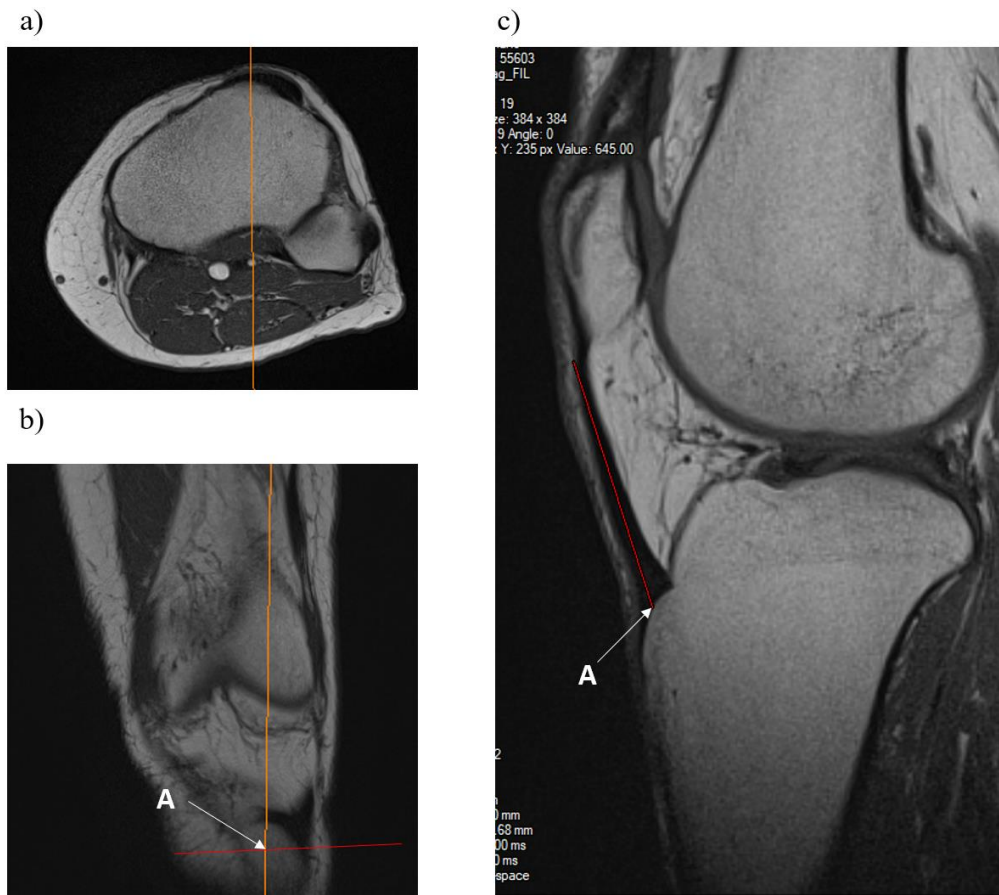
10. na płaszczyźnie czołowej wyznaczonej w pkt. 3 wyznaczyć prostą prostopadłą do osi z oraz przechodzącą przez środek geometryczny K ; **wyznaczona prosta stanowi kierunek osi y ruchomego układu odniesienia** widoczny w płaszczyźnie czołowej (Rys. 5.5.1 b),
11. sugerując się widokiem na płaszczyźnie czołowej wybrać płaszczyznę strzałkową przechodzącą przez kolce k. piszczelowej (z ang. *tibial spines*), a następnie narysować

prostą równoległą do ściany tylnej k. korowej piszczeli (Rys. 5.5.5 a); prostą należy skopiować na widok główny płaszczyzny strzałkowej zawierającej układ odniesienia xz i przenieść bez zmiany kąta jej pochylenia do miejsca, w którym będzie przecinać punkt środkowy szerokości k. piszczelowej wyznaczony w pkt. 5; **niniejsza prosta stanowi oś długą k. piszczelowej l_{kp}** , natomiast punkt przecięcia osi x z l_{kp} wyznacza punkt S, tj. środek powierzchni stawowej kości piszczelowej (Rys. 5.5.5 c); należy wykonać pomiar kąta α zawartego między l_{kp} i osią z , a także pomiar odległości x_S ,



Rys. 5.5.5. Realizacja kroku pomiarowego opisanego w pkt. 11: a) płaszczyzna strzałkowa przechodząca przez kolce piszczelowe z prostą równoległą do ściany tylnej k. korowej, b) płaszczyzna czołowa c) płaszczyzna strzałkowa z wyznaczoną osią l_{kp} , pomiarem kąta $\alpha = 7,71^\circ$ oraz zaznaczonym punktem S na przecięciu osi x z l_{kp}

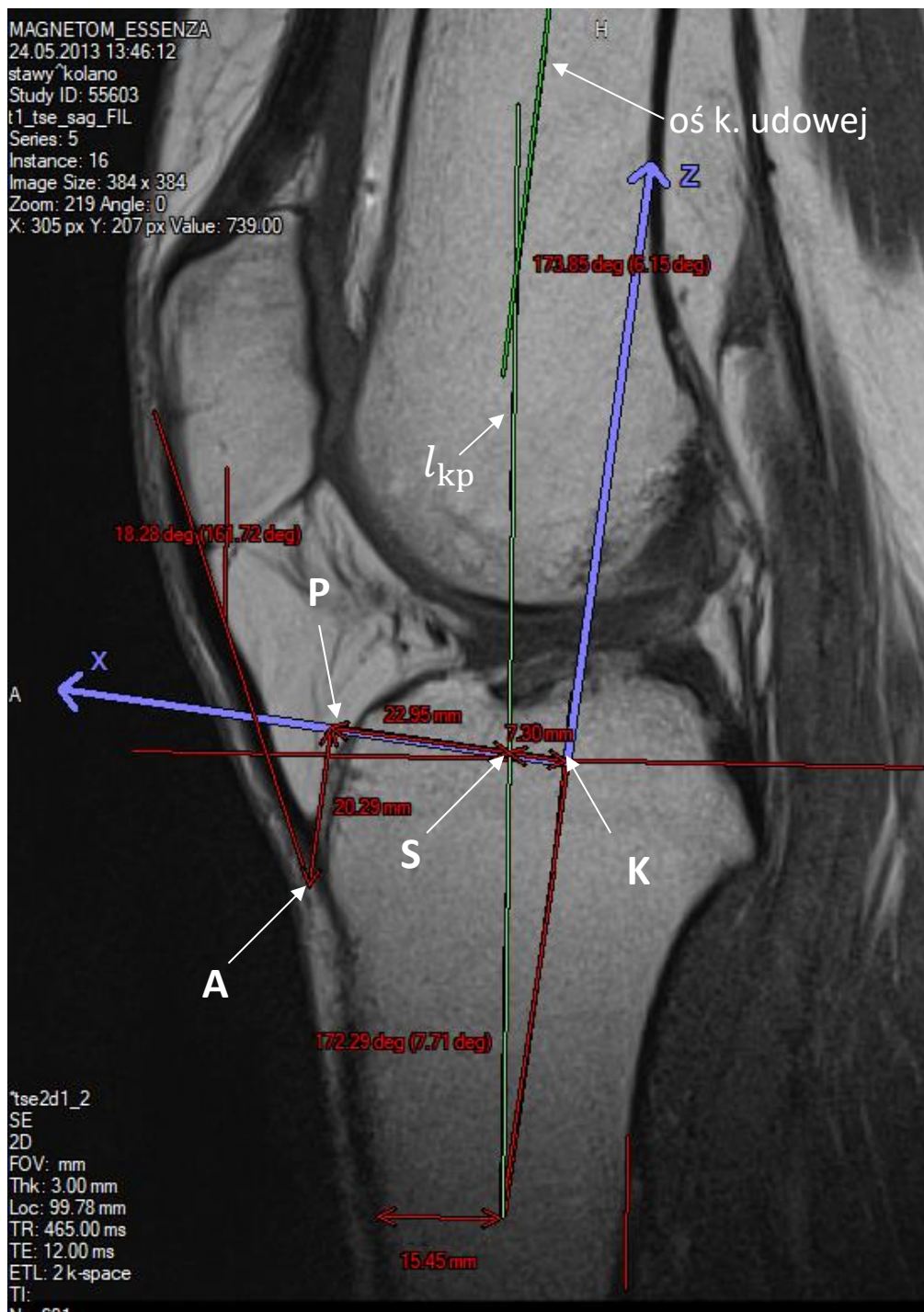
12. sugerując się widokiem na płaszczyźnie czołowej oraz poprzecznej odnaleźć płaszczyznę strzałkową zawierającą pkt. A, tj. przyczep więzadła rzepki na guzowatości k. piszczelowej najbardziej wysunięty w kierunku przednim stawu kolanowego (Rys. 5.5.6),
13. na płaszczyźnie wybranej w pkt. 12 narysować prostą od guzowatości k. piszczelowej do szczytu rzepki tak, aby przechodziła przez środek grubości więzadła rzepki; **wyznaczona prosta stanowi kierunek więzadła rzepki na obrazie MRI** (Rys. 5.5.6 c),



Rys. 5.5.6. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 12-13: a) płaszczyzna poprzeczna z wyraźnie widoczną guzowatością k. piszczelowej, b) płaszczyzna czołowa z wyraźnie widoczną guzowatością k. piszczelowej i zaznaczonym przyczepem więzadła rzepki (pkt. A), c) płaszczyzna strzałkowa z wyznaczonym kierunkiem więzadła rzepki

14. prostą wyznaczoną w pkt. 13 należy skopiować na widok główny płaszczyzny strzałkowej zawierającej układ odniesienia xz oraz wykonać pomiar kąta β_{mri} , następnie rzutować początek wyznaczonej prostej (punkt A) na kierunek osi x (punkt P) i dokonać pomiaru odległości AP oraz PS (Rys. 5.5.7),
15. na widoku głównym płaszczyzny strzałkowej zawierającej układ odniesienia xz wyznaczyć prostą stanowiącą oś długą k. udowej; podobnie jak w przypadku l_{kp} , oś długa k. udowej powinna być równoległa do ściany tylnej k. korowej w płaszczyźnie strzałkowej przechodzącej przez kolce piszczelowe; wykonać pomiar φ_{mri} na widoku głównym płaszczyzny strzałkowej (Rys. 5.5.7),
16. wykonać pozostałe pomiary na widoku głównym płaszczyzny strzałkowej zawierającej układ odniesienia xz , tj. pomiar kąta γ_0 i λ_0 , odpowiednio względem poziomu i pionu obrazu MRI (Rys. 5.5.7).

Wszystkie kąty mierzone w kierunku zgodnym z kierunkiem wskazówek zegara należy zapisywać ze znakiem ujemnym, natomiast w kierunku przeciwnym do wskazówek zegara ze znakiem dodatnim. Pomiarów wykonano na obrazach MRI dla całej grupy badanej wybranej do testów modelu TFITIMD ($n = 6$) oraz ich statystyki opisowe zaprezentowano w Tab. 5.5.1.



Rys. 5.5.7. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 14-16 z widocznymi pomiarami odległości $AP = 20,29$ mm, $PS = 22,95$ mm, $x_S = 7,30$ mm oraz kątów $\beta_{mri} = 18,28^\circ$, $\varphi_{mri} = 173,85^\circ$

Tabela 5.5.1. Pomiary kątów i odległości wykonanych na obrazach MRI, ich średnia i odchylenie standardowe (SD) dla grupy trzech kobiet i trzech mężczyzn wybranych do testowania modelu TFITIMD

| Nazwa parametru | Kobieta 1 | Kobieta 2 | Kobieta 3 | Średnia (SD) w grupie kobiet | Mężczyzna 1 | Mężczyzna 2 | Mężczyzna 3 | Średnia (SD) w grupie mężczyzn | Średnia (SD) w całej grupie |
|---------------------|-----------|-----------|-----------|---------------------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------------------------|--------------------------------|
| t_{AP} [mm] | 57,49 | 50,28 | 52,42 | 53,40 (3,02) | 61,78 | 60,22 | 63,14 | 61,71 (1,19) | 57,56 (4,75) |
| t_{ML} [mm] | 81,46 | 74,06 | 73,28 | 76,27 (3,69) | 92,18 | 88,48 | 81,85 | 87,5 (4,27) | 81,89 (6,89) |
| γ_0 [°] | 7,65 | 0,00 | 8,51 | 5,39 (3,83) | 6,16 | 7,89 | 6,16 | 6,74 (0,82) | 6,06 (2,85) |
| λ_0 [°] | 0,00 | -7,9 | -1,69 | -3,20 (3,40) | -3,19 | 0,98 | 0,00 | -0,74 (1,78) | -1,97 (2,98) |
| β_{mri} [°] | 18,28 | 18,64 | 22,4 | 19,77 (1,86) | 15,03 | 20,61 | 17,74 | 17,79 (2,28) | 18,78 (2,30) |
| α [°] | 7,72 | 7,26 | 9,44 | 8,14 (0,94) | 9,37 | 7,38 | 6,31 | 7,69 (1,27) | 7,91 (1,14) |
| φ_{mri} [°] | 173,85 | 161,88 | 171,49 | 169,07 (5,18) | 170,05 | 170,21 | 167,51 | 169,26 (1,24) | 169,17 (3,76) |
| AP [mm] | 20,29 | 29,99 | 27,79 | 26,02 (4,15) | 32,22 | 33,68 | 30,45 | 32,12 (1,32) | 29,07 (4,33) |
| PS [mm] | 22,95 | 19,64 | 17,5 | 20,03 (2,24) | 21,91 | 25,26 | 24,51 | 23,89 (1,44) | 21,96 (2,70) |
| x_S [mm] | 7,30 | 6,43 | 8,53 | 7,42 (0,86) | 9,94 | 7,01 | 7,34 | 8,10 (1,31) | 7,76 (1,16) |

W modelu Nisella wyznaczono dwie składowe siły piszczelowo-udowej [71]:

$$F_{ct} = F_p \cos(\beta) + F_{et} \sin(\delta_1) + F_{ef} \sin(\delta_2) - mg \sin \delta_3, \quad (5.6.1)$$

$$F_s = F_p \sin(\beta) - F_{et} \cos(\delta_1) + F_{ef} \cos(\delta_2) - mg \cos \delta_3, \quad (5.6.2)$$

gdzie:

F_{ct} – składowa normalna siły piszczelowo-udowej (siła ściskająca),

F_s – składowa styczna siły piszczelowo-udowej (siła ścinająca),

F_p – siła działająca w więzadle rzepki,

F_{et} – siła działająca na segment podudzia poprzez ramię dynamometru,

F_{ef} – siła reakcji od podparcia stopy,

mg – ciężar podudzia i stopy,

β – kąt zawarty między więzadłem rzepki i linią prostopadłą do powierzchni piszczeli,

δ_1 – kąt zawarty między osią długą kości piszczelowej i kierunkiem siły F_{et} ,

δ_2 – kąt zawarty między kierunkiem siły F_{ef} i powierzchnią podparcia stopy,

δ_3 – kąt zawarty między kierunkiem siły ciężkości podudzia i stopy oraz powierzchnią stawową kości piszczelowej.

W pracy [72], ze względu na brak podparcia stopy podczas testu izokinetycznego, składniki $F_{ef} \sin(\delta_2)$ oraz $F_{ef} \cos(\delta_2)$ równań (2.3.1) i (2.3.2) zostały pominięte.

W celu walidacji modelu TFITIMD z zastosowaniem modelu Nisella, oba modele miały ten sam zbiór danych wejściowych, w postaci pomiarów wykonanych na dynamometrze izokinetycznym oraz podstawowych danych dotyczących pacjenta (płeć, wysokość ciała, ciężar ciała). Różnice pomiędzy modelem TFITIMD oraz Nisella dotyczyły:

1. źródła danych wykorzystanych dla pomiarów antropometrycznych (model TFITIMD korzystał z pomiarów wykonanych na obrazach MRI, natomiast model Nisella z pomiarów wykonanych na zdjęciach RTG),
2. źródła danych użytych do oszacowania zmiany parametrów zależnych od kąta zgięcia podczas wyprostowania stawu kolanowego (w modelu TFITIMD korzystano z danych literaturowych zawierających pomiary badań fluoroskopowych, natomiast w modelu Ni-

sella korzystano z pomiarów na zdjęciach RTG w kilku pozycjach zgięcia stawu kolanowego), takich jak pomiar przemieszczenia punktu kontaktu pomiędzy kością udową i piszczelową oraz pomiar zmiany kąta pomiędzy osią długą piszczeli i kierunkiem więzadła rzepki.

W celu zastosowania do modelu Nisella tego samego zestawu danych wejściowych jak dla modelu TFITIMD przyjęto, że:

1. F_{ct} odpowiada sile F_{TF} sformułowanej w niniejszej rozprawie jako siła normalna do powierzchni stawowej kości piszczelowej (siła ściskająca),
2. F_S w modelu Nisella odpowiada sile F_S sformułowanej w niniejszej rozprawie jako siła styczna do powierzchni stawowej kości piszczelowej (siła ścinająca),
3. odległość dp – ramię dla momentu siły działającej w więzadle rzepki w modelu Nisella zmienia się wraz z wyprostem stawu kolanowego. Wartości pomiędzy punktami pomiarowymi w modelu Nisella interpolowano funkcjami liniowymi, dla kobiet:

- a. dla kąta φ w zakresie od 60° do 90° : $dp = 0,04 \cdot \varphi + 32,24$ [mm],
- b. dla kąta φ w zakresie od 90° do 120° : $dp = 0,08 \cdot \varphi + 28,43$ [mm],
- c. dla kąta φ w zakresie od 120° do 150° : $dp = -0,05 \cdot \varphi + 43,66$ [mm],
- d. dla kąta φ w powyżej 150° : $dp = -0,20 \cdot \varphi + 67,05$ [mm],

dla mężczyzn:

- a. dla kąta φ w zakresie od 60° do 90° : $dp = 0,02 \cdot \varphi + 40,22$ [mm],
- b. dla kąta φ w zakresie od 90° do 120° : $dp = 0,15 \cdot \varphi + 28,36$ [mm],
- c. dla kąta φ w zakresie od 120° do 150° : $dp = -0,01 \cdot \varphi + 48,36$ [mm],
- d. dla kąta φ w powyżej 150° : $dp = -0,26 \cdot \varphi + 84,42$ [mm],

gdzie jako φ oznaczono kąt wyprostowania stawu kolanowego. Odległość dp w zależności od φ zaprezentowano na Rys. 5.6.2.

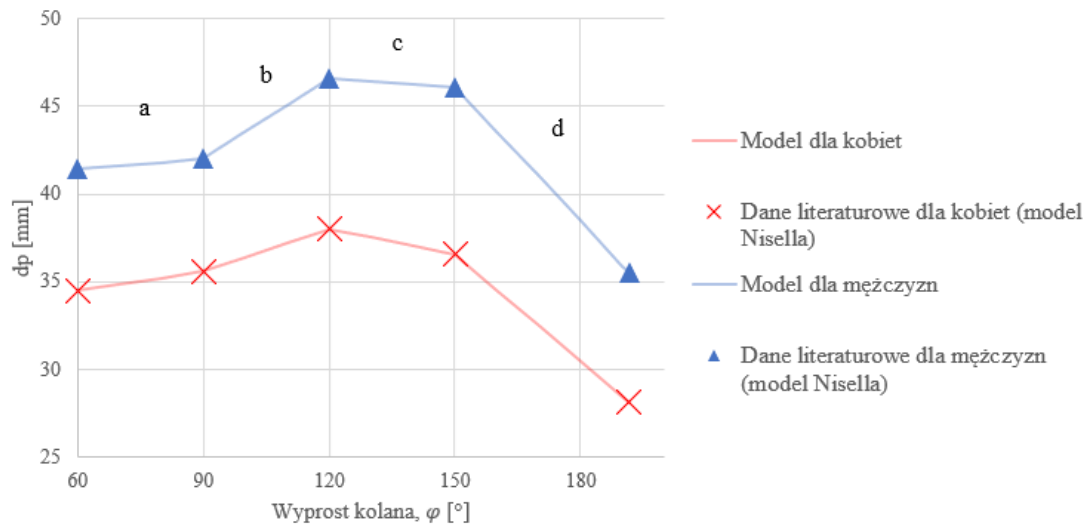
4. kąt β – kąt między kierunkiem więzadła rzepki i prostą prostopadłą do powierzchni stawowej kości piszczelowej, zmienia się wraz ze zmianą kąta wyprostowania stawu kolanowego. Wartości pomiędzy punktami pomiarowymi w modelu Nisella interpolowano funkcjami liniowymi, odpowiednio dla kobiet:

- a. dla kąta φ w zakresie od 60° do 90° : $\beta = 0,3 \cdot \varphi - 23,27$ [°],
- b. dla kąta φ w zakresie od 90° do 120° : $\beta = 0,38 \cdot \varphi - 30,91$ [°],
- c. dla kąta φ w zakresie od 120° do 150° : $\beta = 0,24 \cdot \varphi - 13,45$ [°],
- d. dla kąta φ w powyżej 150° : $\beta = 0,2 \cdot \varphi - 7,57$ [°],

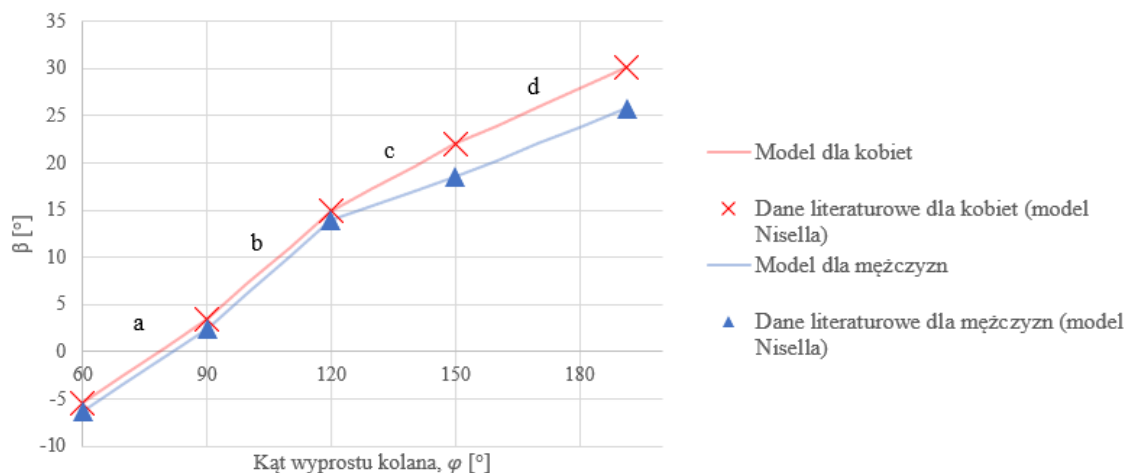
dla mężczyzn:

- a. dla kąta φ w zakresie od 60° do 90° : $\beta = 0,29 \cdot \varphi - 23,82$ [$^\circ$],
- b. dla kąta φ w zakresie od 90° do 120° : $\beta = 0,39 \cdot \varphi - 32,55$ [$^\circ$],
- c. dla kąta φ w zakresie od 120° do 150° : $\beta = 0,15 \cdot \varphi - 4,18$ [$^\circ$],
- d. dla kąta φ w powyżej 150° : $\beta = 0,18 \cdot \varphi - 7,74$ [$^\circ$],

Kąt β w zależności od φ zaprezentowano na Rys. 5.6.3.



Rys. 5.6.2. Ramię dla momentu siły więzadła rzepki (dp) zgodnie z modelem Nisella [71]. Dane pomiarowe oraz liniowa interpolacja wartości na odcinkach pomiędzy punktami pomiarowymi



Rys. 5.6.3. Kąt zawarty między kierunkiem więzadła rzepki i prostą prostopadłą do powierzchni stawowej kości piszczelowej (β) zgodnie z modelem Nisella i wsp. [71]. Dane pomiarowe oraz liniowa interpolacja wartości pomiędzy punktami pomiarowymi

5. siła F_{ef} – siła reakcji od podparcia stopy jest równa zero, ponieważ pomiary stanowiące źródło danych dla modeli rozpatrywanych w niniejszej rozprawie doktorskiej były wykonywane bez podparcia stopy,
6. M_k – moment sił mięśniowych prostujących staw kolanowy w modelu Nisella jest momentem mierzonym bezpośrednio przez dynamometr izokinetyczny; na tej podstawie siła działająca na segment podudzia poprzez ramię dynamometru (F_{et}) jest wyliczana jako iloraz:

$$F_{et} = \frac{M_k}{d_e},$$

7. d_e – odległość od osi obrotu stawu kolanowego do linii działania siły od ramienia dynamometru izokinetycznego, jest równa odległości d_{SD} obliczanej w modelu TFI-TIMD na podstawie wysokości ciała pacjenta (zgodnie z równaniami (5.1.1) oraz (5.1.2)),
8. F_p – siła działająca w więzadle rzepki jest wyliczana w modelu Nisella jako iloraz:

$$F_p = \frac{M_k}{d_p},$$

9. δ_1 – kąt zawarty między osią długą kości piszczelowej a kierunkiem siły F_{et} w modelu Nisella, jest to kąt stały, równy kątowi α mierzonemu na obrazach MRI na potrzeby modelu TFI-TIMD,
10. δ_3 – kąt zawarty między wektorem siły ciężkości segmentu podudzia i stopy oraz powierzchnią stawową kości piszczelowej w modelu Nisella, jest to kąt zależny od kąta wyprostowania stawu kolanowego wyliczany z równania:

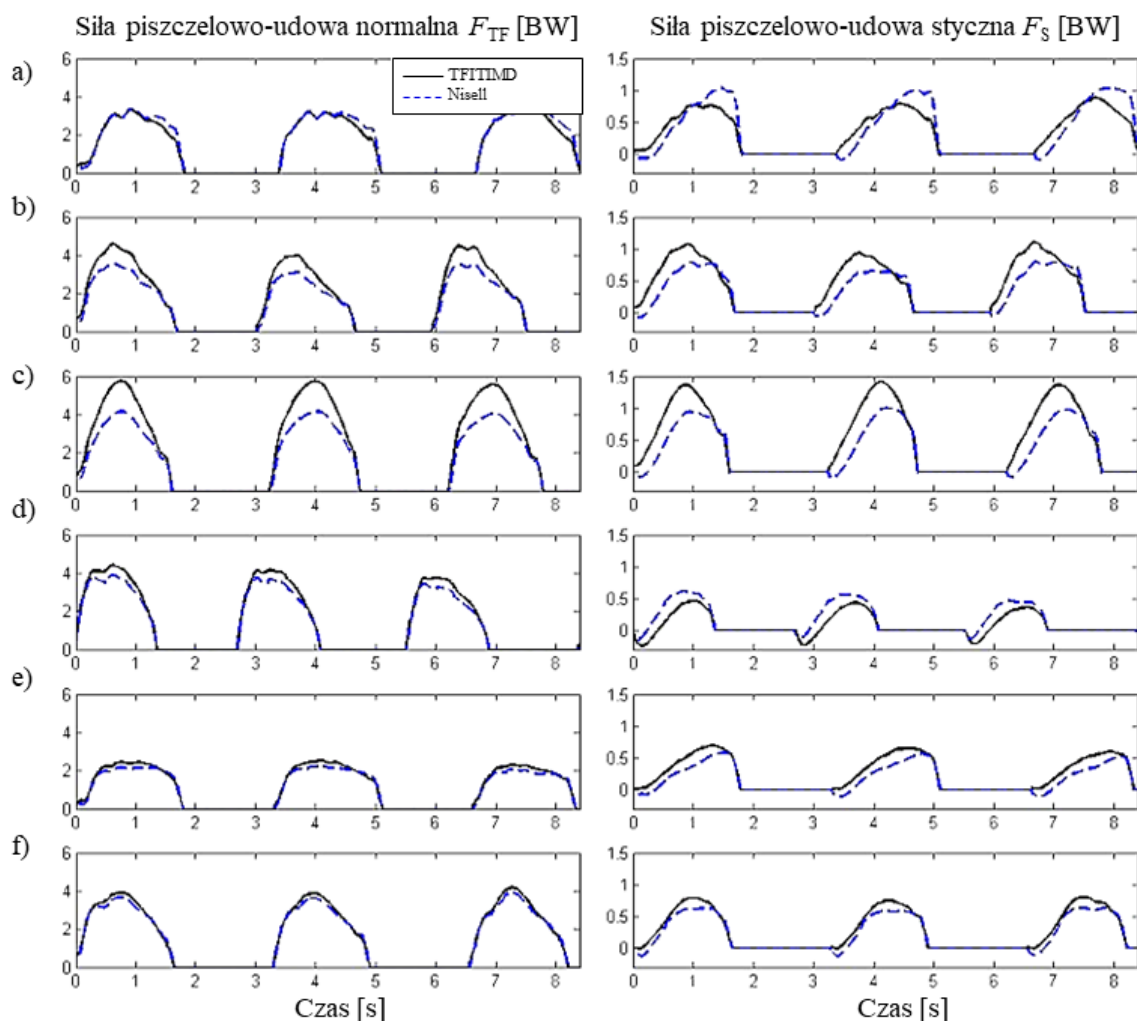
$$\delta_3 = 90^\circ - \gamma_0,$$

gdzie γ_0 stanowi kąt zawarty między powierzchnią stawową kości piszczelowej i kierunkiem poziomym, mierzonym na obrazach MRI na potrzeby modelu TFI-TIMD,

11. ciężar segmentu podudzia i stopy jest obliczany w ten sam sposób dla modelu Nisella i modelu TFI-TIMD, ponieważ w pracach [71], [72] nie określono, na jakiej podstawie wielkość ta została obliczona.

5.7. Wyniki

Danymi wejściowymi modeli TFITIMD oraz Nisella były te same zbiory danych, tj. pomiary momentu sił mięśniowych na fotelu izokinetycznym Biodex System 3 PRO dla grupy sześciu pacjentów leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej (Tab. 4.2.1). Wartości obliczone za pomocą modelu TFITIMD oraz modelu Nisella zostały podane jako średnia (odchylenie standardowe) dla trzech powtórzeń testu (Tab. 5.7.1). Wyniki obliczeń obu modeli w funkcji czasu testu, zostały graficznie zaprezentowane na Rys. 5.7.1.



Rys. 5.7.1. Siła piszczelowo-udowa normalna i styczna podczas wyprostu SK w teście izokinetycznym, obliczona za pomocą modelu TFITIMD oraz modelu Nisella. Trzy górne grafiki (a–c) prezentują wyniki dla kobiet, trzy dolne (d–f) prezentują wyniki dla mężczyzn. Zerowe wartości siły pomiędzy kolejnymi powtórzeniami testu odpowiadają chwilom, w których pacjent wykonywał zgięcie SK

Tabela 5.7.1. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S), wartości szczytowe momentu sił mięśniowych (TQ) i kąty zgięcia stawu kolanowego (A_{TQ}), przy których zostały one osiągnięte

| | | Kobieta 1 | Kobieta 2 | Kobieta 3 | Kobiety (razem) | Mężczyzna 1 | Mężczyzna 2 | Mężczyzna 3 | Mężczyźni (razem) | Wszyscy badani |
|---------------------|---------------|-------------|-------------|-------------|--------------------|----------------|----------------|----------------|----------------------|-------------------|
| Dane wej- ściowe | BW [N] | 628 | 706 | 628 | 654 (36) | 942 | 1020 | 746 | 902 (115) | 778 (150) |
| | TQ [Nm] | 80 (3) | 92 (5) | 99 (1) | 90 (8) | 160 (9) | 103 (3) | 131 (4) | 131 (24) | 111 (27) |
| | A_{TQ} [°] | 135 (0) | 123 (3) | 132 (1) | 130 (5) | 113 (8) | 129 (3) | 130 (1) | 124 (9) | 127 (8) |
| TFITMD | F_{TF} [N] | 2068 (90) | 3035 (170) | 3546 (42) | 2885 (624) | 3779 (272) | 2452 (111) | 2929 (99) | 3053 (577) | 2969 (607) |
| | F_{TF} [BW] | 3,29 (0,14) | 4,48 (0,25) | 5,64 (0,06) | 4,42 (0,98) | 4,01 (0,28) | 2,4 (0,11) | 3,93 (0,14) | 3,45 (0,77) | 3,93 (1) |
| | A_{TF} [°] | 135 (0) | 128 (4) | 132 (1) | 132 (4) | 122 (3) | 140 (6) | 131 (1) | 131 (8) | 131 (6) |
| | F_S [N] | 550 (28) | 746 (58) | 894 (14) | 731 (146) | 430 (38) | 759 (37) | 609 (16) | 599 (138) | 665 (156) |
| | F_S [BW] | 0,87 (0,04) | 1,06 (0,08) | 1,42 (0,02) | 1 (0,24) | 0,45 (0,04) | 0,75 (0,04) | 0,82 (0,02) | 0,67 (0,16) | 0,9 (0,3) |
| | A_{FS} [°] | 152 (3) | 137 (3) | 139 (1) | 143 (7) | 151 (0) | 168 (3) | 148 (1) | 156 (8) | 149 (10) |

BW – ciężar ciała, TQ – wartość szczytowa momentu sił mięśniowych, A_{TQ} – kąt wyprostu stawu kolanowego przy TQ, F_{TF} – wartość szczytowa siły piszczelowo-udowej normalnej, A_{TF} – kąt wyprostu stawu kolanowego przy F_{TF} , F_S – wartość szczytowa siły piszczelowo-udowej stycznej, A_{FS} – kąt wyprostu stawu kolanowego przy F_S .

Tabela 5.7.1 – cd. Wartości szczytowej siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S), wartości szczytowej momentu sił mięśniowych (TQ) i kąty zgięcia stawu kolanowego (A_{TQ}), przy których zostały one osiągnięte

| | Kobieta 1 | Kobieta 2 | Kobieta 3 | Kobiety (razem) | Mężczyzna 1 | Mężczyzna 2 | Mężczyzna 3 | Mężczyźni (razem) | Wszyscy badani | |
|---------------|---------------|-------------|-------------|--------------------|----------------|----------------|----------------|----------------------|-------------------|-------------|
| Model Nisella | F_{TF} [N] | 2067 (92) | 2347 (149) | 2544 (32) | 2319 (221) | 3402 (175) | 2139 (83) | 2724 (97) | 2755 (530) | 2537 (461) |
| | F_{TF} [BW] | 3,29 (0,15) | 3,32 (0,21) | 4,05 (0,05) | 3,56 (0,38) | 3,61 (0,18) | 2,1 (0,08) | 3,66 (0,13) | 3,12 (0,74) | 3,34 (0,63) |
| | A_{TF} [°] | 129 (9) | 123 (4) | 132 (1) | 128 (7) | 113 (9) | 140 (15) | 129 (1) | 127 (15) | 128 (11) |
| | F_S [N] | 613 (11) | 520 (48) | 597 (13) | 577 (50) | 580 (48) | 509 (28) | 447 (13) | 512 (63) | 544 (65) |
| | F_S [BW] | 0,98 (0,02) | 0,74 (0,07) | 0,95 (0,02) | 0,89 (0,12) | 0,62 (0,05) | 0,5 (0,03) | 0,6 (0,02) | 0,57 (0,06) | 0,73 (0,18) |
| | A_{FS} [°] | 164 (3) | 141 (2) | 143 (2) | 150 (10) | 159 (15) | 176 (0) | 149 (14) | 161 (16) | 155 (15) |

BW – ciężar ciała, F_{TF} – wartość szczytowa siły piszczelowo-udowej normalnej, A_{TF} – kąt wyprostu stawu kolanowego przy F_{TF} , F_S – wartość szczytowa siły piszczelowo-udowej stycznej, A_{FS} – kąt wyprostu stawu kolanowego przy F_S .

W celu walidacji modelu TFITIMD względem modelu Nisella porównano wartości szczytowe sił F_{TF} oraz F_S , a także kąt wyprostowania stawu kolanowego, przy którym występują wartości szczytowe wymienionych sił (Tab. 5.7.1). Aby zbadać różnice pomiędzy wskazaniami dwóch porównywanych modeli analizie statystycznej poddano cztery parametry:

1. wartość szczytową siły ściskającej F_{TF} (wyrażoną w [N]),
2. kąt wyprostowania stawu A_{TF} , dla którego zarejestrowano szczytową siłę ściskającą,
3. wartość szczytową siły stycznej F_S (wyrażoną w [N]),
4. kąt wyprostowania stawu A_{FS} , dla którego zarejestrowano szczytową siłę styczną.

Statystyki opisowe dla ww. parametrów zostały zaprezentowane w Tab. 5.7.2. Każdy z sześciu pacjentów wykonywał trzy powtórzenia wyprostowania stawu kolanowego w czasie jednego testu izokinetycznego, dlatego też każdy z zestawów ww. parametrów składał się z 18 przypadków. Zebrany zbiór danych stanowił zbiór danych ilościowych, który określono jako zestaw zmiennych niezależnych [98].

Ze względu na małą liczbę próbek ($n < 20$), normalność rozkładu zbadano testem Shapiro-Wilka. Test ten wybrano ze względu na to, że cechuje się lepszą mocą statystyczną, w porównaniu do innych testów stosowanych do badania normalności rozkładu oraz jest przeznaczony do badania małych zbiorów danych (< 20 próbek) [99]. W celu zbadania różnic występujących pomiędzy modelami użyto odpowiednio testu t-Studenta lub testu U Manna-Whitney'a. Test t-Studenta jest testem parametrycznym, który należy stosować tylko dla danych nie odbiegających od rozkładu normalnego. Dodatkowo, w celu zastosowania testu t-Studenta należy przeprowadzić test jednorodności wariancji, do czego użyto testu Levene'a [100]. Z kolei test U Manna-Whitney'a może być stosowany dla zbiorów danych nieposiadających rozkładu normalnego [98].

Jedynie dla F_{TF} oraz A_{TF} rozkład parametru był zgodny z rozkładem normalnym (Shapiro–Wilk $p > 0,05$ dla modelu TFITIMD oraz Nisella Tab. 5.7.2 oraz p Levene'a $> 0,05$ Tab. 5.7.3), natomiast test Levene'a wykazał nieprawdziwość hipotezy o równych wariancjach dla F_S (Shapiro–Wilk $p > 0,5$ Tab. 5.7.2 oraz p Levene'a $< 0,05$ Tab. 5.7.3). Istotne różnice pomiędzy wartościami obliczonymi za pomocą modelu TFITIMD a wartościami obliczonymi za pomocą modelu Nisella potwierdzono dla F_{TF} ($p < 0,05$, Tab. 5.7.3) oraz F_S ($p < 0,05$, Tab. 5.7.3).

Tabela 5.7.2. Statystyki opisowe dla wartości szczytowej siły ściskającej (F_{TF}), kąta zgięcia stawu, dla którego zarejestrowano szczytową siłę ściskającą (A_{TF}), wartości szczytowej siły ścinającej (F_S), kąta zgięcia stawu, dla którego zarejestrowano szczytową siłę ścinającą (A_{FS}), wyliczone z zastosowaniem modelu TFITIMD i Nisella

| | Outcome | F_{TF} [N] | F_S [N] | A_{TF} [°] | A_{FS} [°] |
|--------------------|---------|--------------|-----------|--------------|--------------|
| n | TFITIMD | 18 | 18 | 18 | 18 |
| | Nisell | 18 | 18 | 18 | 18 |
| Mean | TFITIMD | 2970 | 666 | 132 | 150 |
| | Nisell | 2538 | 545 | 128 | 156 |
| Standard deviation | TFITIMD | 625 | 162 | 6,83 | 10,7 |
| | Nisell | 475 | 67,9 | 12,3 | 15,5 |
| Shapiro–Wilk p | TFITIMD | 0,806 | 0,669 | 0,238 | 0,311 |
| | Nisell | 0,063 | 0,235 | 0,052 | 0,006 |

Tabela 5.7.3. Test t-Studenta oraz test U Manna-Whitney'a dla prób niezależnych

| | F_{TF} | F_S | A_{TF} | A_{FS} |
|-----------------------|--------------------|--------------------|----------|----------|
| Statystyka t | 2,336 | 2,929 | 1,164 | - |
| df | 34,0 | 34,0 | 34,0 | - |
| p t-Studenta | 0,025 ^b | 0,006 | 0,253 | - |
| p Levene'a | 0,141 | 0,001 ^a | 0,161 | - |
| Średnia różnica | 432,035 | 120,972 | 3,850 | - |
| Różnica SD | 149,913 | 93,642 | -3,436 | - |
| Statystyka U | - | 87,0 | - | 132,5 |
| p U Manna-Whitney'a | - | 0,018 ^b | - | 0,536 |

^a test Levene'a jest istotny gdy $p > 0,05$, niespełnienie warunku sugeruje naruszenie założenia równych wariancji i konieczność zastosowania testu nieparametrycznego U Manna-Whitney'a,

^b wynik istotny statystycznie przy $p < 0,05$.

5.8. Dyskusja wyników i podsumowanie

Autorski model TFITIMD zaprezentowany w tej rozprawie doktorskiej jest dwuwymiarowym modelem stawu kolanowego do wyznaczania sił działających na powierzchni stawowej końca bliższego kości piszczelowej podczas TISK. Siły są obliczane z dwóch równań (5.3.8 oraz 5.3.9) wyprowadzonych na podstawie zapisanych równań kinestatyki, momentu sił mięśniowych zmierzonego przez dynamometr izokinetyczny oraz pomiarów istotnych parametrów geometrycznych stawu na statycznych obrazach MRI. Zaprezentowane podejście modelowe wykorzystuje metodę redukcji, w której to liczba niewiadomych jest minimalizowana przez sformułowanie odpowiednich założeń oraz wykorzystanie informacji dostępnych w literaturze [42]. W wyniku takich działań układ jest rozwiązywalny, ponieważ liczba równań jest równa liczbie niewiadomych.

Z wykorzystaniem modelu TFITIMD obliczono dwie składowe siły piszczelowo-udowej, tj. siłę styczną i normalną do powierzchni piszczeli, działającą na nią w całym zakresie ruchu obserwowanym w TISK. Część parametrów stanowiących dane wejściowe modelu stanowiła cechy indywidualne pacjenta (pomiar dokonywane na obrazach MRI), podczas gdy druga część parametrów wejściowych (takich jak kąt β i odległość d_{SO} zmienne podczas wyprostowania kolana) została opracowana na podstawie danych literaturowych z badań wykorzystujących zaawansowane urządzenia fluoroskopowe. Dzięki takiemu podejściu opisanemu w ramach tej rozprawy doktorskiej model TFITIMD umożliwia obliczenie siły piszczelowo-udowej, wykorzystując do tego celu dane standardowo gromadzone podczas procesu leczenia (wynik testu izokinetycznego, statyczny obraz MRI stawu kolanowego oraz podstawowe dane pacjenta takie jak wysokość oraz masa ciała). Zaproponowana metodyka łączy ogólne podejście w modelowaniu stawu kolanowego z indywidualnym doбором parametrów. Umożliwia to formułowanie wniosków istotnych dla wybranego pacjenta.

Porównanie wartości sił obliczonych za pomocą modelu TFITIMD oraz modelu Nisella dla tego samego zestawu danych wykazało, że istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy wartościami obliczonymi przez te dwa modele ($p = 0,025$ dla wartości szczytowej siły normalnej F_{TF} oraz $p = 0,018$ dla wartości szczytowej siły stycznej F_S , Tab. 5.7.3). Wyniki te sugerują, że indywidualne cechy budowy anatomicznej pacjenta pełnią ważną rolę w obliczaniu sił wewnątrzstawowych podczas TISK. Przeprowadzone obliczenia wy-

kazały, że wartość szczytowa F_{TF} jest osiągnięta w pierwszych 50° stopniach ruchu wyprostu stawu kolanowego (A_{TF} w zakresie od 113° do 140° , średnio $131^\circ \pm 6^\circ$, gdzie jako kąt początkowy wyprostu przyjęto 90° ; Tab. 5.7.1), podczas gdy wartość szczytowa F_S jest osiągnięta dla większych kątów zgięcia stawu kolanowego (A_{FS} w zakresie od 137° do 176° ; Tab. 5.7.1). Średnia wartość kąta A_{FS} obliczona przez model TFITIMD była mniejsza niż w modelu Nisella (średni kąt dla modelu TFITIMD równy $149^\circ \pm 10^\circ$ vs $155^\circ \pm 15^\circ$ w modelu Nisella; Tab. 5.7.1), jednak różnica ta nie nosiła cech istotności statystycznej ($p = 0,536$; Tab. 5.7.3).

Na podstawie wyników otrzymanych z użyciem obu modeli wykazano, że wartość szczytowa F_{TF} jest osiągnięta u większości pacjentów w tym samym momencie ruchu, co wartość szczytowa momentu sił mięśniowych (A_{TQ} vs A_{TF} ; Tab. 5.7.1). W przypadku siły F_S , wartość szczytowa jest osiągnięta około 18° dalej w stosunku do F_{TF} , dla modelu TFITIMD lub 27° dalej w stosunku do F_{TF} , dla modelu Nisella (patrz średnie A_{TF} vs średnie A_{FS} dla wszystkich badanych; Tab. 5.7.1). Opóźnienie w osiągnięciu wartości szczytowej siły ścinającej można uzasadnić następująco:

1. im większy jest kąt wyprostu stawu kolanowego, tym większy jest udział ciężaru stopy i podudzia w sile ścinającej; wtedy w równaniu (5.3.9) wzrasta wartość wyrażenia $mg \cdot \cos(\kappa)$, ze względu na zmniejszenie wartości kąta κ ,
2. przy dużych wartościach kąta wyprostu stawu kolanowego (bliskich pełnemu wyprostowi), oś więzadła rzepki (i wektor siły tego więzadła) obraca się w kierunku równoległym do powierzchni kości piszczelowej, tworząc „efekt szuflady przedniej”, któremu przeciwdziała siła działająca w więzadle krzyżowym przednim; wtedy w równaniu 5.3.9 maleje wartość kąta ($\alpha - \beta$) i wyrażenia od niego zależne.

Cechą szczególną siły stycznej jest przyjmowanie przez nią zarówno dodatnich jak i ujemnych wartości (prawa kolumna na Rys. 5.7.1 oraz wyniki prac [54], [74], [79], [101]). Podczas wyprostu stawu kolanowego siły styczne przyjmują głównie wartości dodatnie, tj. są zwrócone w kierunku przednim kolana. Wartości ujemne występują tylko w początkowej fazie ruchu wyprostu, w zakresie od ok. 90° do 110° . Za pomocą modelu TFITIMD otrzymano wartości ujemne tylko u dwóch z badanych osób (Mężczyzna 1 oraz Mężczyzna 3, Rys. 5.7.1d oraz 5.7.1f), podczas gdy za pomocą modelu Nisella u każdej z osób badanych. U Mężczyzn 1 oraz 3 zmierzono mały kąt zawarty między kierunkiem więzadła rzepki, a osią długą piszczeli (kąt β) na obrazie MRI (odpowiednio $15,03^\circ$ oraz $17,74^\circ$,

Tab. 5.5.1), w stosunku do całej grupy badanej. Wartości te przełożyły się na zakres wartości przyjmowanych przez parametr β od $-4,03^\circ$ do $15,41^\circ$ oraz $-2,73^\circ$ do $19,51^\circ$, podczas gdy w modelu Nisella parametr ten przyjmował wartości odpowiednio od $2,36^\circ$ do $22,36^\circ$ oraz $2,36^\circ$ do $23,57^\circ$. Wartości ujemne parametru β w modelu TFITIMD odpowiadają za występowanie wartości ujemnych siły ścinającej, natomiast w modelu Nisella parametr β zawsze przyjmuje wartości dodatnie. Z tego powodu model TFITIMD w większości przypadków (u 4 na 6 pacjentów) wskazuje na występowanie większych sił stycznych niż model Nisella.

5.9. Zakres stosowalności modelu TFITIMD

Model TFITIMD zaproponowany w ramach rozprawy doktorskiej może być zastosowany tylko do wyprostowania stawu kolanowego. Wcześniejsze badania wykazały, że izokinetyczny wyprost stawu kolanowego przy prędkości testowej $60^\circ/\text{s}$ generuje siły dwukrotnie większe niż zgięcie izokinetyczne [54], dlatego w kontekście oceny maksymalnych sił działających na powierzchni stawu, zakres ten jest istotniejszy. Model do szacowania sił w stawie podczas zgięcia wymagałby uwzględnienia innych sił mięśniowych, a co jest z tym związane również innych parametrów anatomicznych.

Kolejnym ograniczeniem modelu TFITIMD jest brak uwzględnienia bezpośrednio oddziaływania więzadeł krzyżowych oraz brak uwzględnienia w nim siły tarcia działającej pomiędzy kością piszczelową i udową, a także wpływu chrząstki stawowej i łąkotec na wartość siły przenoszonej w stawie. Jednakże wzorując się na modelach wcześniej opublikowanych w literaturze [78], [79], założono że siła styczna jest siłą przenoszoną w więzadłach krzyżowych, natomiast współczynnik tarcia występujący w naturalnym stawie człowieka jest pomijalnie mały. W przypadku izokinetycznego wyprostowania stawu kolanowego założono, że siła styczna jest przenoszona głównie przez więzadło krzyżowe przednie. Założenie to oparto na wnioskach płynących z pracy opisanej przez Butlera i wsp. [102], w której wykazano, że więzadło krzyżowe przednie przenosi 86% siły zapobiegającej przesunięciu piszczeli w kierunku tylnym. Uwzględnienie w modelu wpływu łąkotec oraz chrząstki stawowej mogłoby wpłynąć na zmniejszenie wartości szacowanej siły stawowej [16], [103].

Ponadto w niniejszych badaniach nie uwzględniono wielostawowego działania mięśnia prostego uda, wpływu innych mięśni współuczestniczących w wyproście stawu kolanowego, ani działania mięśni antagonistycznych (grupy tylnej mięśni uda). Według niektórych autorów mięśnie antagonistyczne mogą się przyczyniać do wzrostu wartości siły piszczelowo-udowej normalnej i stycznej odpowiednio o 20% i 5% [75]. Uwzględnienie w modelu TFITIMD działania mięśni antagonistycznych wymagałoby wykonania pomiarów aktywacji mięśniowej (EMG) podczas TISK, jednak takie dane nie były dostępne. Natomiast wprowadzenie do modelu więcej niż jednego mięśnia odpowiedzialnego za ruch wyprostu stawu kolanowego sprawiłoby, że powstały układ równań byłby układem niedookreślonym wymagającym użycia metod optymalizacyjnych do jego rozwiązania [104].

Komentarza wymaga również sposób pomiaru odległości pomiędzy powierzchnią stawową kości piszczelowej oraz miejscem przyłożenia dźwigni dynamometru do goleni (d_{SD}). Z racji na retrospektywny charakter badań przeprowadzonych w tej rozprawie doktorskiej, dane te nie były dostępne bezpośrednio (nie były gromadzone na bieżąco w dokumentacji medycznej pacjenta) i w konsekwencji wymagały obliczenia na podstawie wysokości ciała pacjenta oraz danych zawartych w pracy [93]. W przyszłych badaniach pomiar ten powinien być wykonywany na pacjencie przed przystąpieniem do TISK jako odległość pomiędzy osią obrotu dynamometru izokinetycznego oraz miejscem przyłożenia dźwigni dynamometru do goleni.

Analiza sił w stawie kolanowym oraz porównanie modeli TFIFIMD i Nisella zostały przeprowadzone na podstawie wyników otrzymanych dla małej grupy osób badanych ($n = 6$) ze względu na to, że istotne było przetestowanie modeli dla grupy badawczej, złożonej z kobiet i mężczyzn, jednorodnej pod względem wieku (Tab. 5.4.1). Dlatego dalsza część rozprawy dotyczy zastosowania modelu TFIFIMD na szerszej grupie osób badanych, jednorodnej pod względem klinicznym, dla której zebrano dane w kilku okresach pooperacyjnych, tak aby możliwa była obserwacja zmiany siły piszczelowo-udowej w wyniku przeprowadzonego zabiegu oraz wdrożenia procesu rehabilitacji pacjenta.

Rozdział 6

Analiza przebiegu siły piszczelowo-udowej u pacjentów po rekonstrukcji łąkotki w wybranych okresach pooperacyjnych

Jak wspomniano rozdziale 2.2 wynik TISK może mieć przebieg charakterystyczny dla pewnych jednostek chorobowych występujących w obrębie stawu kolanowego, co może świadczyć o zaburzeniu funkcji biomechanicznej tego stawu i utracie możliwości generowania prawidłowego przebiegu momentu sił mięśniowych, ze względu na występujący w stawie ból lub inne ograniczenia związane z chorobą [38]. Ponadto nadmierne obciążenia występujące w obrębie stawu kolanowego mogą się przyczyniać do postępu choroby zwyrodnieniowej. Dlatego jednym z podstawowych zaleceń dla otyłych pacjentów cierpiących na chorobę zwyrodnieniową jest m.in. obniżenie masy ciała. Z tego powodu uzasadnioną wydaje się potrzeba analizy zdolności stawu kolanowego do przenoszenia obciążeń i formułowania zaleceń dotyczących aktywności fizycznych (i związanych z nimi obciążeń) w kontekście postępującego procesu leczenia.

Rozdział 4.3 niniejszej rozprawy doktorskiej prezentował obciążenia SK podczas TISK u osób leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej na podstawie zarejestrowanych momentów sił mięśniowych mierzonych bezpośrednio przez dynamometr izokinetyczny. W tym rozdziale zostaną omówione i zanalizowane obciążenia SK podczas TISK u tej samej grupy osób badanych z perspektywy sił działających na powierzchnię piszczelowo-udową, wywołanych momentami sił mięśniowych mierzonych przez dynamometr izokinetyczny. Siła piszczelowo-udowa styczna F_S oraz normalna F_{TF} zostały oszacowane za pomocą modelu TFITIMD.

6.1. Grupa badawcza

Grupę badawczą do analiz zaprezentowanych w tym rozdziale stanowili pacjenci poddani operacji łąkotki przyśrodkowej w Rehasport Clinic w Poznaniu, wyróżnieni w Tab. 4.3.1. Ze względu na to, że nie dla wszystkich pacjentów były dostępne badania MRI leczonego stawu kolanowego, co stanowi wymóg konieczny do zastosowania modelu TFITIMD, grupa badawcza jest mniejsza niż w przypadku grupy badawczej poddanej analizie momentu sił mięśniowych opisanej w rozdziale 4.3. Ponadto, pod uwagę wzięto tylko

tych pacjentów, dla których zgromadzono dane w 6. miesiącu od operacji, aby możliwa była obserwacja zmiany w siłach F_{TF} i F_S podczas procesu leczenia. Wyniki otrzymano na podstawie pomiarów 11. pacjentów, u których wykonano TISK po 6. miesiącach od przeprowadzonego zabiegu. U 10. pacjentów wykonano test również po 12. miesiącach, u 8. pacjentów wykonano test po 24. miesiącach.

6.2. Wyniki

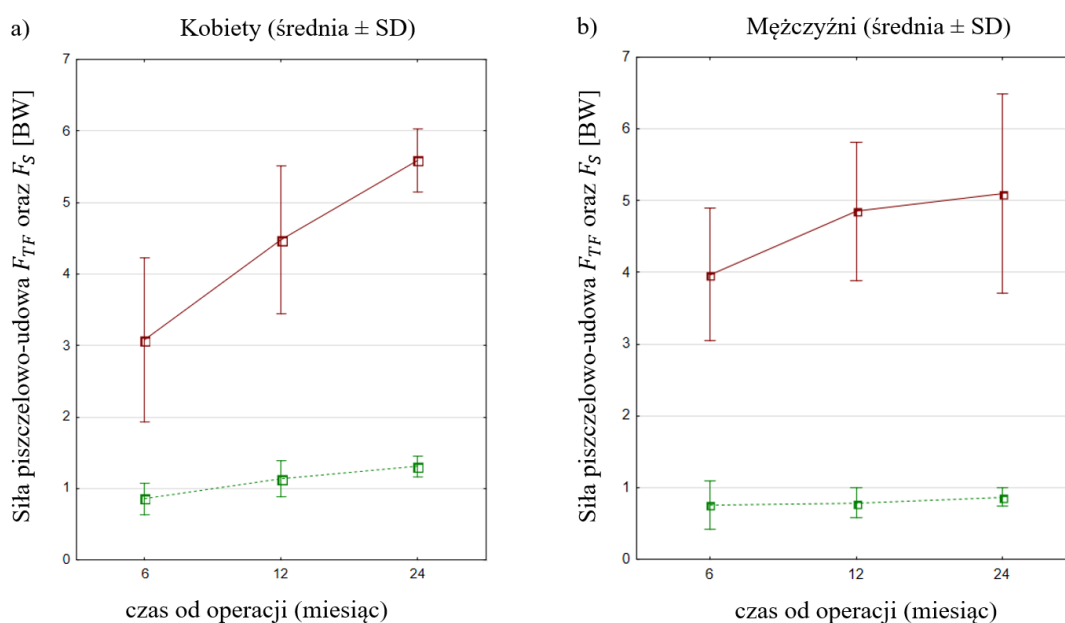
Wśród pacjentów operowanych techniką AMMS ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej zauważalny jest wzrost zarówno siły piszczelowo-udowej stycznej jak i normalnej w kolejnych okresach pooperacyjnych (zwiększenie wartości F_{TF} z $3,08 \pm 1,09$ BW w 6. miesiącu do $5,59 \pm 0,41$ BW w 24. miesiącu wśród kobiet oraz zwiększenie wartości F_{TF} z $3,96 \pm 0,9$ BW w 6. miesiącu do $5,09 \pm 1,34$ BW w 24. miesiącu wśród mężczyzn, a także zwiększenie wartości parametru F_S z $0,85 \pm 0,2$ BW w 6. miesiącu do $1,31 \pm 0,14$ BW w 24. miesiącu wśród kobiet oraz zwiększenie wartości F_S z $0,75 \pm 0,33$ BW do $0,86 \pm 0,12$ BW w 24. miesiącu wśród mężczyzn; Tab. 6.2.1 oraz Rys. 6.2.1). Ponadto kąt osiągnięcia wartości szczytowej A_{TF} oraz A_{FS} maleje w kolejnych okresach pooperacyjnych, co wskazuje na lepszą zdolność osoby badanej do generowania maksymalnego skurczu mięśniowego w 24. miesiącu, w porównaniu do 12. i 6. miesiąca po operacji. Wśród niektórych pacjentów (ID_030 oraz ID_033, Tab. 6.2.2) zauważalny jest spadek wartości szczytowych F_{TF} oraz F_S w 24. miesiącu po operacji w porównaniu do 12. miesiąca, co może być spowodowane zaniechaniem procesu rehabilitacji w tym okresie powodującym obniżenie siły mięśniowej operowanej kończyny.

Pomimo osiągnięcia znacznie niższych wartości szczytowych momentu sił mięśniowych (wartość średnia szczytowego momentu sił mięśniowych wśród kobiet 12 miesięcy po operacji wynosiła $90,87 \pm 9,13$ Nm vs $158,53 \pm 27,29$ Nm wśród mężczyzn w tym samym okresie pooperacyjnym), kobiety posiadały stosunkowo duże wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej w odniesieniu do swojego ciężaru ciała ($4,47 \pm 0,97$ BW wśród kobiet vs $4,85 \pm 0,93$ BW wśród mężczyzn; F_{TF} w Tab. 6.2.1). Siła piszczelowo-udowa styczna wyrażona w BW wśród kobiet była większa niż wśród mężczyzn we wszystkich okresach pooperacyjnych ($0,85 \pm 0,2$ BW vs $0,75 \pm 0,33$ BW 6 miesięcy po operacji, $1,13 \pm 0,23$ BW vs $0,78 \pm 0,2$ BW 12 miesięcy po operacji oraz $1,31 \pm 0,14$ BW vs $0,86 \pm 0,12$ BW 24 miesiące po operacji; F_S odpowiednio dla kobiet i mężczyzn, Tab. 6.2.1 oraz Rys. 6.2.1).

Na Rys. 6.2.2 – 6.2.4 zaprezentowano graficznie przebieg siły piszczelowo-udowej normalnej i stycznej w kolejnych okresach pooperacyjnych. Wśród osób badanych, szczególnie w 6. i 12. miesiącu po operacji, zauważalny był przebieg z nieregularnymi oscylacjami w okolicach wartości szczytowej (przebieg siły F_{TF} na Rys. 6.2.3 – 6.2.4). Ten wzorzec charakterystyczny zanikał w badaniu wykonanym w 24. miesiącu po operacji, natomiast rzadziej był zauważalny w przebiegu siły F_S .

Tabela 6.2.1. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S) do powierzchni piszczeli w odniesieniu do kąta wyprostowania stawu kolanowego, przy którym występuje wartość szczytowa (średnia oraz odchylenie standardowe dla całej grupy badanej z podziałem na płeć pacjenta)

| Płeć | Miesiąc | F_{TF} [N] | F_{TF} [BW] | A_{TF} [°] | F_S [N] | F_S [BW] | A_{FS} [°] |
|-----------|---------|--------------|---------------|--------------|-----------|-------------|--------------|
| Kobiety | 6 | 2019 (659) | 3,08 (1,09) | 137 (13) | 562 (125) | 0,85 (0,2) | 147 (8) |
| | 12 | 2883 (623) | 4,47 (0,97) | 132 (4) | 730 (146) | 1,13 (0,23) | 143 (7) |
| | 24 | 3607 (357) | 5,59 (0,41) | 127 (5) | 847 (121) | 1,31 (0,14) | 136 (5) |
| Mężczyźni | 6 | 3462 (956) | 3,96 (0,9) | 134 (6) | 657 (311) | 0,75 (0,33) | 152 (19) |
| | 12 | 4168 (878) | 4,85 (0,93) | 127 (9) | 671 (170) | 0,78 (0,2) | 147 (18) |
| | 24 | 4317 (1259) | 5,09 (1,34) | 125 (9) | 727 (97) | 0,86 (0,12) | 143 (20) |



Rys. 6.2.1. Zmiana wartości siły piszczelowo-udowej normalnej F_{TF} (czerwony) oraz stycznej F_S (zielony) w 6., 12. oraz 24. miesiącu po operacji ławkotki przyśrodkowej w grupie: a) kobiet, b) mężczyzn

Tabela 6.2.2. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S) do powierzchni piszczeli w odniesieniu do kąta wyprostowania stawu kolanowego, przy którym występuje wartość szczytowa. Podano wartości średnie i odchylenia standardowe sił obliczonych za pomocą modelu TFITIMD dla trzech powtórzeń testu

| ID pacjenta | Płeć | Okres badania (miesiąc) | BW [N] | F_{TF} [N] | F_{TF} [BW] | A_{TF} [°] | F_S [N] | F_S [BW] | A_{FS} [°] |
|-------------|------|-------------------------|--------|--------------|---------------|--------------|-----------|-------------|--------------|
| ID_023 | K | 6 | 628 | 1349 (83) | 2,14 (0,13) | 153 (11) | 401 (2) | 0,63 (0) | 160 (3) |
| | | 12* | 628 | 2068 (90) | 3,29 (0,14) | 135 (0) | 550 (28) | 0,87 (0,04) | 152 (3) |
| | | 24 | 628 | 3170 (125) | 5,05 (0,19) | 130 (1) | 740 (18) | 1,18 (0,02) | 139 (1) |
| ID_046 | K | 6 | 676 | 2050 (132) | 3,02 (0,19) | 141 (3) | 571 (35) | 0,84 (0,04) | 146 (1) |
| | | 12* | 676 | 3035 (170) | 4,48 (0,25) | 128 (4) | 746 (58) | 1,1 (0,08) | 137 (3) |
| | | 24 | 676 | 4008 (118) | 5,92 (0,17) | 130 (5) | 1014 (27) | 1,5 (0,03) | 141 (2) |
| ID_065 | K | 6 | 706 | 1613 (72) | 2,28 (0,1) | 126 (7) | 532 (30) | 0,75 (0,04) | 146 (4) |
| ID_085 | K | 6 | 628 | 3064 (51) | 4,88 (0,08) | 127 (0) | 746 (8) | 1,19 (0,01) | 138 (0) |
| | | 12* | 628 | 3546 (42) | 5,64 (0,06) | 132 (1) | 894 (14) | 1,42 (0,02) | 139 (1) |
| | | 24 | 628 | 3643 (29) | 5,8 (0,04) | 121 (1) | 785 (10) | 1,25 (0,01) | 128 (1) |

*Dane użyte w badaniach prezentowanych w rozdziale 5 i zaczerpnięte z Tab. 5.7.1

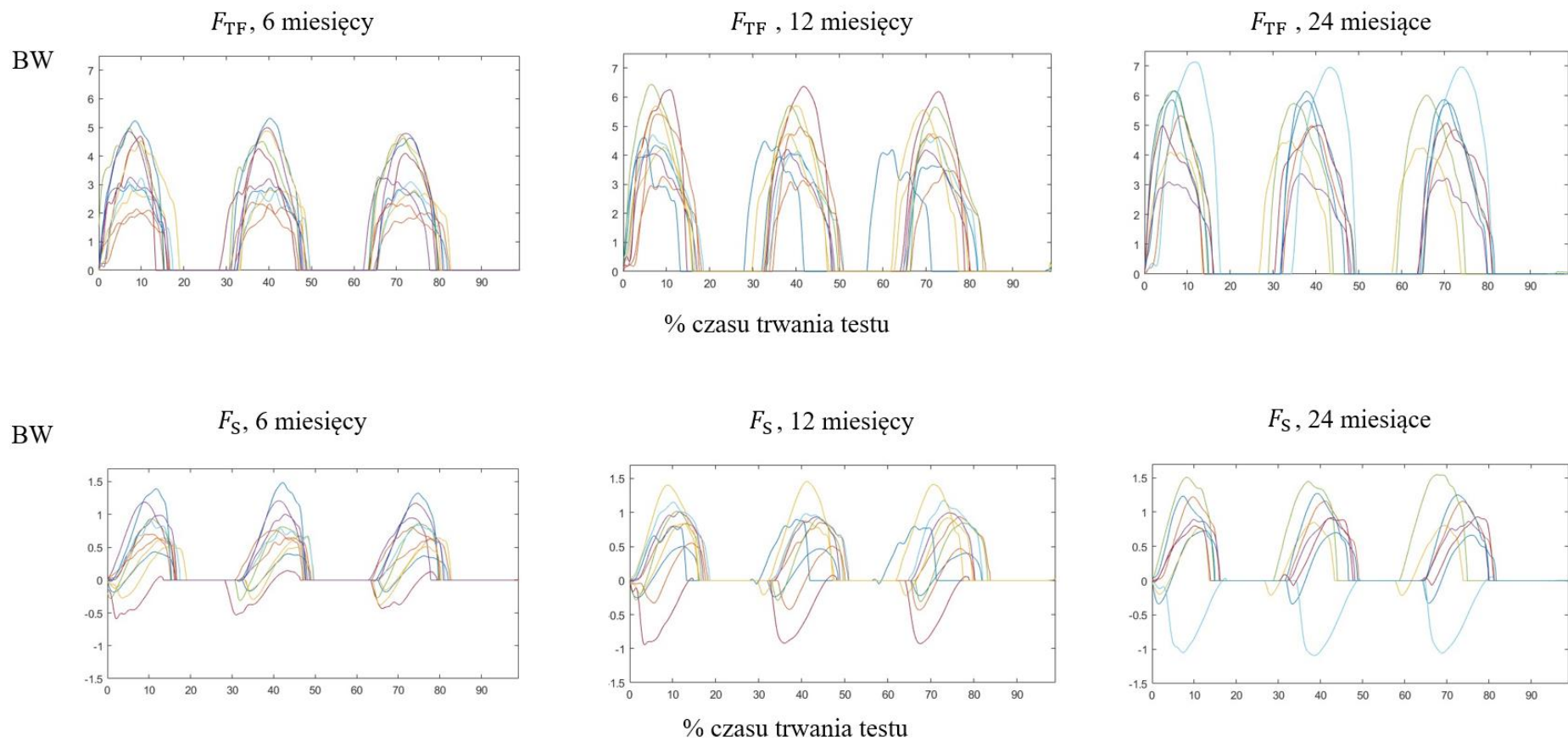
Tabela 6.2.2 – c.d. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S) do powierzchni piszczeli w odniesieniu do kąta wyprostu stawu kolanowego, przy którym występuje wartość szczytowa. Podano wartości średnie i odchylenia standardowe sił obliczonych za pomocą modelu TFI-TIMD dla trzech powtórzeń testu

| ID pacjenta | Płeć | Okres badania (miesiąc) | BW [N] | F_{TF} [N] | F_{TF} [BW] | A_{TF} [°] | F_S [N] | F_S [BW] | A_{FS} [°] |
|-------------|------|-------------------------|--------|--------------|---------------|--------------|-----------|-------------|--------------|
| ID_001 | M | 6 | 942 | 2735 (64) | 2,9 (0,06) | 126 (6) | 375 (23) | 0,4 (0,02) | 151 (1) |
| | | 12* | 942 | 3779 (272) | 4,01 (0,28) | 122 (3) | 430 (38) | 0,45 (0,04) | 151 (0) |
| | | 24 | 942 | 5701 (128) | 6,05 (0,13) | 124 (3) | 657 (25) | 0,69 (0,02) | 159 (2) |
| ID_030 | M | 6 | 735 | 2068 (5) | 2,81 (0) | 135 (3) | 481 (10) | 0,65 (0,01) | 169 (2) |
| | | 12 | 735 | 3371 (161) | 4,58 (0,22) | 142 (0) | 645 (25) | 0,88 (0,03) | 159 (2) |
| | | 24 | 735 | 3067 (179) | 4,17 (0,24) | 134 (9) | 593 (24) | 0,8 (0,03) | 158 (2) |
| ID_033 | M | 6 | 814 | 2628 (15) | 3,22 (0,01) | 131 (7) | 796 (18) | 0,98 (0,02) | 162 (2) |
| | | 12 | 824 | 3414 (52) | 4,14 (0,06) | 120 (3) | 808 (25) | 0,98 (0,03) | 150 (3) |
| | | 24 | 824 | 2659 (93) | 3,22 (0,11) | 124 (5) | 735 (19) | 0,89 (0,02) | 157 (5) |
| ID_043 | M | 6 | 971 | 4569 (196) | 4,7 (0,2) | 136 (0) | 843 (50) | 0,87 (0,05) | 158 (0) |
| | | 12 | 961 | 5703 (342) | 5,93 (0,35) | 124 (2) | 891 (67) | 0,93 (0,06) | 156 (0) |

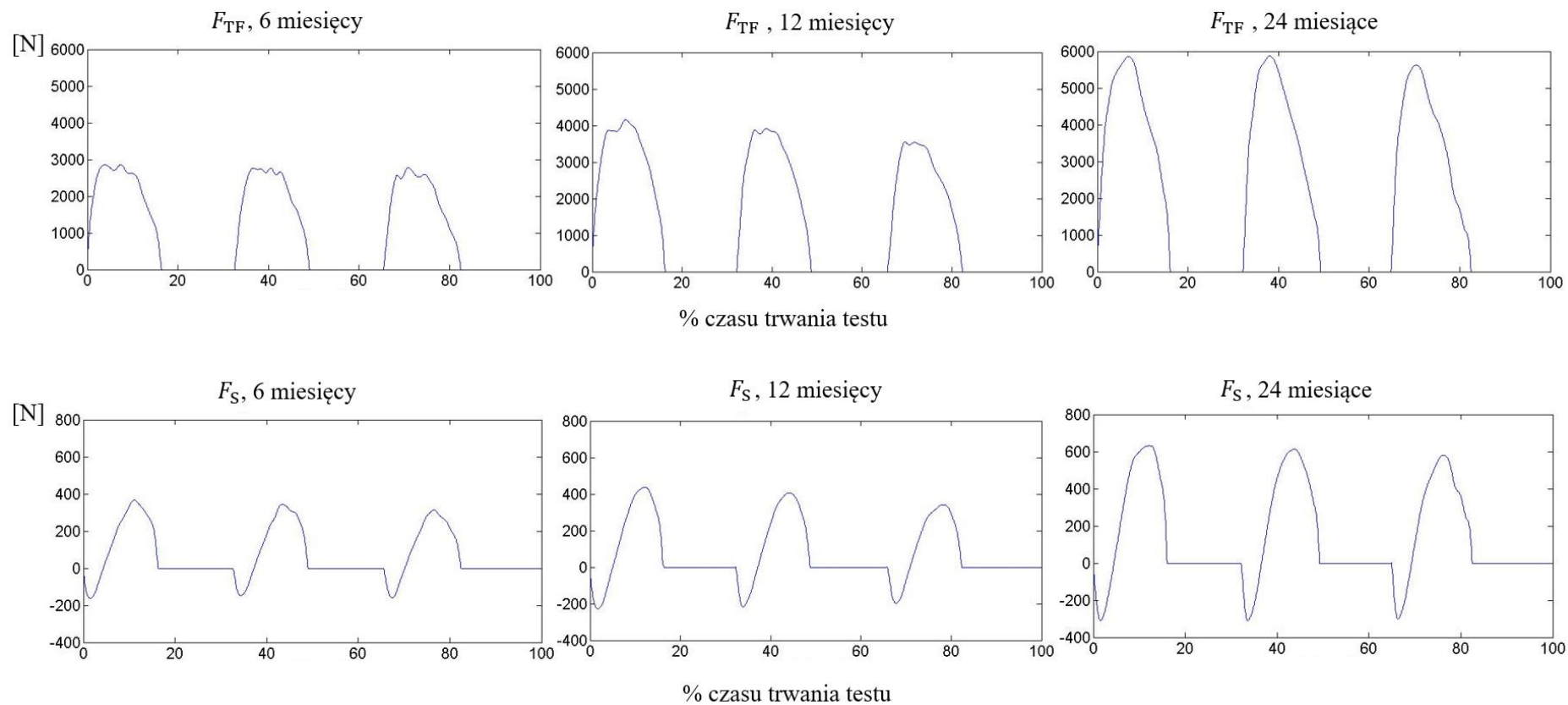
*Dane użyte w badaniach prezentowanych w rozdziale 5 i zaczerpnięte z Tab. 5.7.1

Tabela 6.2.2 – c.d. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S) do powierzchni piszczeli w odniesieniu do kąta wyprostu stawu kolanowego, przy którym występuje wartość szczytowa. Podano wartości średnie i odchylenia standardowe sił obliczonych za pomocą modelu TFI-TIMD dla trzech powtórzeń testu

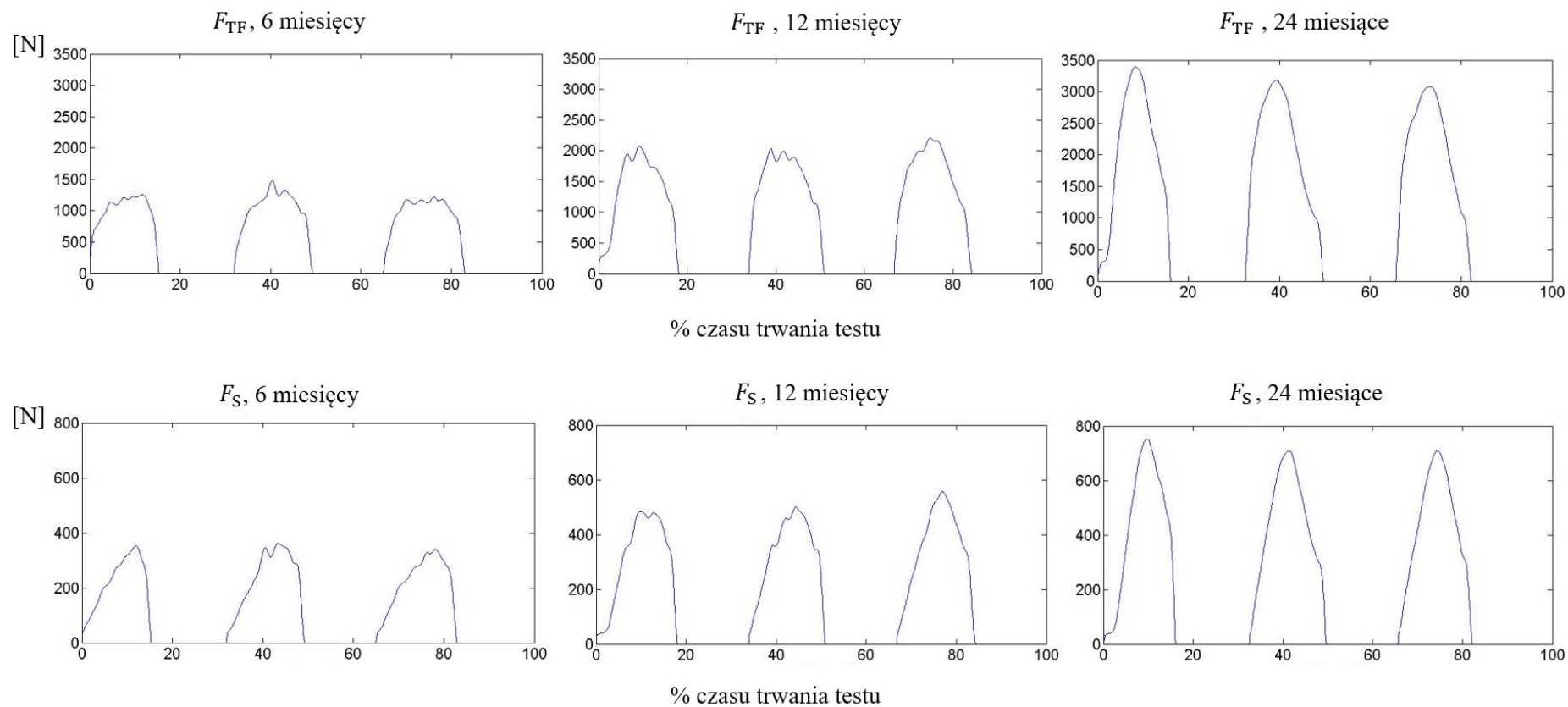
| ID pacjenta | Płeć | Okres badania (miesiąc) | BW [N] | F_{TF} [N] | F_{TF} [BW] | A_{TF} [°] | F_S [N] | F_S [BW] | A_{FS} [°] |
|-------------|------|-------------------------|--------|--------------|---------------|--------------|-----------|-------------|--------------|
| ID_053 | M | 6 | 794 | 3452 (201) | 4,34 (0,25) | 142 (2) | 377 (66) | 0,47 (0,08) | 107 (7) |
| | | 12 | 794 | 4980 (60) | 6,26 (0,07) | 137 (2) | 739 (8) | 0,93 (0,01) | 104 (2) |
| | | 24 | 794 | 5573 (63) | 7,01 (0,08) | 131 (1) | 846 (15) | 1,06 (0,01) | 108 (2) |
| ID_061 | M | 6 | 912 | 4614 (280) | 5,06 (0,3) | 139 (3) | 1275 (60) | 1,39 (0,06) | 152 (0) |
| | | 12 | 912 | 3627 (661) | 3,97 (0,72) | 123 (12) | 749 (49) | 0,82 (0,05) | 149 (6) |
| | | 24 | 912 | 4582 (36) | 5,02 (0,04) | 112 (6) | 802 (52) | 0,88 (0,05) | 133 (4) |
| ID_079 | M | 6 | 882 | 4171 (125) | 4,72 (0,14) | 131 (3) | 449 (7) | 0,51 (0) | 164 (2) |
| | | 12 | 853 | 4301 (241) | 5,03 (0,28) | 122 (2) | 435 (27) | 0,51 (0,03) | 158 (1) |



Rys. 6.2.2. Siła piszczelowo-udowa normalna F_{TF} i styczna F_S do powierzchni piszczeli działająca na staw kolanowy podczas testu izokinetycznego, obliczona za pomocą modelu TFITIMD



Rys. 6.2.3. Siła piszczelowo-udowa normalna F_{TF} i styczna F_S do powierzchni piszczeli działająca na staw kolanowy podczas testu izokinetycznego, obliczona za pomocą modelu TFITIMD dla pacjenta ID_001 w okresach pooperacyjnych, tj. 6, 12 oraz 24 miesiące od regeneracji łąkotki przyśrodkowej



Rys. 6.2.4. Siła piszczelowo-udowa normalna F_{TF} i styczna F_S do powierzchni piszczeli działająca na staw kolanowy podczas testu izokinetycznego, obliczona za pomocą modelu TFITIMD dla pacjentki ID_023 w okresach pooperacyjnych, tj. 6, 12 oraz 24 miesiące od regeneracji łątki przyśrodkowej

6.3. Dyskusja wyników i podsumowanie

Dominującą składową siły piszczelowo-udowej jest składowa normalna do powierzchni piszczeli (F_{TF}), przenoszona przez kość piszczelową. Z zastosowaniem modelu TFITIMD wykazano, że siła ta jest stosunkowo wysoka (osiąga wartości nawet do $7,01 \pm 0,08$ BW, Tab. 6.2.2), w porównaniu do innych aktywności życia codziennego (ADL), takich jak chodzenie po płaskim podłożu (2,7 – 4,3 BW), wchodzenie po schodach (4,4 BW) [42], [59], czy przysiad bez obciążenia (3,64 BW) [78]. Choć autorzy różnych prac nie są zgodni co do wielkości obciążeń działających w stawie kolanowym podczas ADL, na podstawie porównania zaprezentowanego w Tab. 6.3.1 można stwierdzić, że **TISK przy prędkości testowej 60°/s stanowi jedno z większych spotykanych obciążeń SK**. Wartości sił w TISK są większe ze względu na to, że jest on wykonywany w otwartym łańcuchu kinematycznym, z zewnętrznym obciążeniem przyłożonym do części dystalnej goleni, które to ma zapobiegać poruszaniu się kończyny z większą prędkością niż założona w teście.

Druga składowa siły piszczelowo-udowej równoległa do powierzchni piszczeli (F_S) osiąga wartości szczytowe znacznie mniejsze niż F_{TF} , jednak należy mieć na uwadze, że siły styczne w stawie kolanowym są przenoszone przez mniej wytrzymałe struktury stawowe, głównie więzadła krzyżowe zapobiegające przemieszczeniu przednio-tylnemu podudzia względem uda. Siły F_S , obliczone za pomocą modelu TFITIMD dla TISK (średnio w całej grupie we wszystkich badanych terminach $0,89 \pm 0,29$ BW, dla mężczyzn $0,8 \pm 0,25$ BW oraz dla kobiet $1,08 \pm 0,28$ BW) pokrywają się z danymi dostępnymi w literaturze [54], [74] i również są większe niż siły styczne występujące w stawie kolanowym podczas ADL (np. chodzenie po płaskim podłożu 0,4 BW [56], Tab. 6.3.1).

Charakter przebiegu siły piszczelowo-udowej zmienia się wraz z czasem po przeprowadzonym zabiegu (Rys. 6.2.2 – 6.2.4). Wykresy na Rys. 6.2.2 prezentują zmianę dla całej grupy badanej w kolejnych okresach pooperacyjnych, tj. 6, 12 oraz 24 miesiące od regeneracji łąkotki. Pacjenci w 24. miesiącu po operacji są zdolni do wykonania testu bardziej dynamicznie, angażując w to większą siłę mięśniową, w wyniku czego w otoczeniu wartości szczytowych siły piszczelowo-udowej zanikają artefakty, które są widoczne jeszcze w 6. i 12. miesiącu po zabiegu. W 24. miesiącu po zabiegu generowany jest moment sił mięśniowych o przebiegu zbliżonym do przebiegu charakterystycznego dla zdrowego stawu kolanowego, co omówiono w rozdziale 4.2 (str. 44 – 50).

Tab. 6.3.1. Wartości szczytowe sił działających na powierzchni stawu kolanowego podczas różnych aktywności dnia codziennego oszacowane według teoretycznych modeli literaturowych [42], [54]

| Czynność | Autor [źródło] | Siła piszczelowo-udowa (kąąt zgięcia stawu) | | | Uwagi |
|-------------|-----------------------|---|----------------------|------------------------|--|
| | | Siła ściskająca [BW] | Siła styczna [BW] | Siła całkowita [BW] | |
| Chód | Morrison [56] | 2,1 – 4 (15°) | 0,4 (5°) | - | Wartość średnia siły ściskającej: 3,03 BW. Siła całkowita została określona jako o 0-2% większa od siły ściskającej. |
| | Harrington [57] | 3,5 (-) | - | - | - |
| | Seireg i Arvikar [58] | 6,5 (-) | 1 (-) | 7,1 (-) | Użyto metody optymalizacji z uwzględnieniem mięśni antagonistycznych. |
| Chód wolny | Paul [59] | - | - | 2,7 (7°) | Badano tylko kobiety. |
| | Komistek [60] | - | - | 1,7 (-) | |
| Chód szybki | Paul [59] | - | - | 4,3 (7°) | Badano tylko kobiety. |
| | Komistek [60] | - | - | 2,3 (-) | |

Tab. 6.3.1 (c.d.). Wartości szczytowe sił działających na powierzchni stawu kolanowego podczas różnych aktywności dnia codziennego oszacowane według teoretycznych modeli literaturowych [42], [54]

| Czynność | Autor [źródło] | Siła piszczelowo-udowa (kąąt zgięcia stawu) | | | | Uwagi |
|---|-----------------------|---|--------------|----------------|------|--|
| | | Siła ściskająca | Siła styczna | Siła całkowita | | |
| | | [BW] | [BW] | [BW] | [BW] | |
| Wchodzenie po schodach | Morrison [55] | 4,3 (45°) | 1,7 (45°) | - | - | |
| | Paul [59] | - | - | 4,4 (7°) | - | |
| Schodzenie ze schodów | Morrison [55] | 3,8 (60°) | 0,6 (5°) | - | - | |
| | Paul [59] | - | - | 4,9 (-) | - | |
| Przysiad (wstawanie) | Dahlkvist i wsp. [62] | 5,0 (140°) | 3,0 (140°) | - | - | |
| | Shelburne [63] | 4,2 (79°) | - | - | - | Obliczono na podstawie podanej w pracy [63] wartości siły w [N] i ciężaru ciała badanych. |
| Przysiad (opadanie) | Dahlkvist i wsp. [62] | 5,6 (140°) | 3,6 (140°) | - | - | |
| Przysiad z obciążeniem (opadanie) | Wilk i wsp. [64] | 6,7 (91°) | 1,95 (90°) | - | - | Obliczono na podstawie podanej w pracy [64] wartości siły w [N] i ciężaru ciała osób badanych. |

Tab. 6.3.1 (c.d.). Wartości szczytowe sił działających na powierzchni stawu kolanowego podczas różnych aktywności dnia codziennego oszacowane według teoretycznych modeli literaturowych [42], [54]

| Czynność | Autor [źródło] | Siła piszczelowo-udowa (kąąt zgięcia stawu) | | | Uwagi |
|------------------------------------|-----------------------|---|----------------------|------------------------|--|
| | | Siła ściskająca [BW] | Siła styczna [BW] | Siła całkowita [BW] | |
| Jazda na rowerze | Ericson i Nisell [61] | 1,2 (60°-100°) | 0,05 (105°) | - | - |
| Głębokie zgięcie stawu kolanowego | Komistek [42] | 1,8 – 3 (-) | - | - | - |
| Zeskok jednonóż z wysokości 0,2 m | Nisell i Mizrahi [65] | 3,1 – 4,34 (-) | 0,31 – 0,55 (-) | - | Wartości różnią się w zależności od techniki zeskoku. |
| Zeskok jednonóż z wysokości 0,43 m | Nisell i Mizrahi [65] | 2,63 – 8,41 (-) | 0,1 – 1,18 (-) | - | Kobiety osiągały większe wartości siły piszczelowo-udowej niż mężczyźni. |

Wartości szczytowe sił F_{TF} oraz F_S rosną wraz z czasem upływającym pomiędzy badaniem a operacją łątki przysiódkowej, co jest prawdopodobnie związane z poprawą stanu klinicznego pacjenta jak i prowadzeniem procesu rehabilitacyjnego, w wyniku którego zwiększa siła mięśniowa osoby operowanej (Tab. 6.2.1 – 6.2.2, Rys. 6.2.1). Wartości szczytowe obliczone za pomocą modelu TFITIMD dla grupy badanych w tym rozdziale okazały się większe od wartości szczytowych sił F_{TF} oraz F_S wykazanych w rozdziale 5 (max. wartość siły F_{TF} oraz F_S to odpowiednio $5,64 \pm 0,06$ BW oraz $1,06 \pm 0,08$ BW – Tab. 5.7.1 vs odpowiednio $7,01 \pm 0,08$ BW oraz $1,5 \pm 0,03$ BW – Tab. 6.2.2).

Wyniki otrzymane w tym rozdziale potwierdzają obserwacje zaprezentowane w rozdziale 5. Wartość szczytowa F_S jest osiągana dla większych kątów zgięcia stawu kolanowego niż wartość szczytowa F_{TF} (A_{FS} większe od A_{TF} dla wszystkich osób badanych w Tab. 6.2.2 za wyjątkiem pacjenta o ID_053). Ponadto zaobserwowano, że znormalizowana w stosunku do BW pacjenta wartość szczytowa F_S jest większa dla kobiet niż dla mężczyzn. F_S równe $1 \pm 0,24$ BW dla kobiet vs $0,62 \pm 0,15$ BW dla mężczyzn (Tab. 5.7.1) oraz wszystkie wartości średnie F_S dla kobiet są większe niż dla mężczyzn (Tab. 6.2.2). W ten sposób, **w oparciu o model biomechaniczny uwzględniający indywidualne cechy anatomiczne, wynikami o charakterze ilościowym potwierdzono informacje zawarte w literaturze, mówiące o większym narażeniu kobiet niż mężczyzn na uraz więzadeł krzyżowych** ze względu na różnice anatomiczne w budowie tego stawu [81]. Różnice te przekładają się na większe siły działające w więzadłach krzyżowych u kobiet. W niniejszej rozprawie doktorskiej zjawisko takie również zaobserwowano. Aby zilustrować przykładem ten fakt zauważyć można, że dane zaprezentowane w Tabeli 5.7.1 poprzedniego rozdziału dla Kobiety 3 oraz Mężczyzny 2 wskazują, że przy prawie jednakowym momencie sił mięśniowych (99 ± 1 Nm u kobiety oraz 103 ± 3 Nm u mężczyzny), siły występujące na powierzchni stawu, obliczone za pomocą modelu TFITIMD, były u kobiety znacznie większe niż u mężczyzny. Wartości F_{TF} oraz F_S były równe odpowiednio 3546 ± 42 N oraz 894 ± 14 N u kobiety vs 2452 ± 111 N oraz 759 ± 37 N u mężczyzny. Należy podkreślić, że siła generowana na powierzchni kości piszczelowej w TISK jest silnie zależna od siły mięśniowej, jaką jest w stanie wygenerować podczas testu osoba badana. Dlatego też otrzymane wyniki, mimo jednorodnej grupy badawczej pod względem zastosowanego zabiegu artroskopowego, charakteryzują szerokie zakresy zmienności wartości szczytowych F_{TF} oraz F_S , czego rezultatem są duże odchylenia standardowe w przedstawionych wynikach (max. odchylenie standardowe wynoszące nawet do 1259 N w Tab. 6.2.1).

Rozdział 7

Podsumowanie i kierunki dalszych badań

Głównym celem rozprawy była analiza obciążeń stawu kolanowego podczas badania izokinetycznego, w tym wśród osób po operacji stawu kolanowego. Cel ten osiągnięto poprzez realizację cząstkowych zadań badawczych, w tym **opracowanie wzorcowego przebiegu momentu sił mięśniowych i rozwinięcie dwuwymiarowego modelu mechanicznego stawu kolanowego do obliczania siły piszczelowo-udowej**. Wypracowanie powyższych narzędzi do analizy obciążeń stawu kolanowego podczas TISK umożliwiło poszerzenie wiedzy w zakresie obciążeń stawu kolanowego podczas testu izokinetycznego. Należy podkreślić, że wiedza dotychczas dostępna w literaturze została uzupełniona o wzorcowy przebieg momentu sił mięśniowych, wyznaczony na stosunkowo dużej liczbie TISK osób zdrowych. Ponadto, przebieg ten został wyznaczony dla całego zakresu ruchu stawu kolanowego dostępnego w TISK i został opisany przy pomocy prostych parametrów charakterystycznych, które umożliwiają jego zastosowanie w codziennej praktyce klinicznej. Dzięki takiemu podejściu wyznaczony przebieg wzorcowy może być z łatwością zastosowany do natychmiastowej oceny postępów leczenia na podstawie testu izokinetycznego dla pojedynczych badań SK osób po operacji, a analiza wyników TISK nie musi się już ograniczać tylko do analizy szczytowych wartości momentu sił mięśniowych.

W ramach rozprawy doktorskiej wykonano również analizę obciążeń SK w zakresie momentów sił mięśniowych prostujących i zginających dla ściśle wyselekcjonowanej grupy pacjentów leczonych techniką AMMS ze względu na uszkodzenie łąkotki przysródkowej. Parametry charakterystyczne opisujące przebieg momentu sił mięśniowych wśród osób operowanych wskazują na poprawę sprawności fizycznej stawu kolanowego w kolejnych okresach pooperacyjnych. Pacjenci 24 miesiące po operacji byli w stanie wykonać test izokinetyczny w sposób bardziej dynamiczny, generując większy moment sił mięśniowych w porównaniu do badań wykonywanych 6 miesięcy po operacji. **Zauważono, że w kolejnych miesiącach po operacji przebiegi momentów sił mięśniowych ewoluują do postaci przebiegów referencyjnych otrzymanych dla grupy osób zdrowych i sprawnych, co może świadczyć o przydatności zaproponowanych parametrów w ocenie procesu leczenia.**

Dzięki opracowaniu odpowiednich założeń modelowych, uzupełnionych o dane liczbowe z literatury oraz pomiary wykonane na obrazach MRI, udało się wyprowadzić równania, dzięki którym możliwe jest oszacowanie siły piszczelowo-udowej podczas TISK. **Zaproponowany model umożliwia szacowanie siły piszczelowo-udowej tylko na podstawie danych standardowo gromadzonych podczas procesu leczenia**, bez konieczności wykonywania dodatkowo drogich, specjalistycznych i czasochłonnych badań. Ponadto należy podkreślić, że **zaproponowany model uwzględnia indywidualną anatomię pacjenta** poprzez włączenie do obliczeń zestawu pomiarów wykonanych na obrazach MRI. Przedstawiona w rozprawie doktorskiej metodyka łączy ogólne podejście w modelowaniu stawu kolanowego z indywidualnym doбором parametrów, co umożliwia formułowanie wniosków istotnych dla wybranego pacjenta. Takie podejście wyróżnia model opracowany w ramach rozprawy doktorskiej, ponieważ dotychczas dostępne modele w literaturze często nie różnicowały parametrów ze względu na płeć pacjenta, korzystały z pomiarów wykonanych na zdjęciach RTG uśrednionych dla większej grupy badawczej, czy też wymagały wykonania badań specjalistycznych (np. pomiaru aktywności mięśniowej EMG).

W celu sprawdzenia, czy model opracowany w ramach rozprawy doktorskiej (TFITIMD) wnosi nowe, istotne informacje na temat obciążeń stawu kolanowego, porównano go do modelu Nisella. Testy obu modeli na tym samym zbiorze danych klinicznych wykazały, że **TFITIMD wskazuje na występowanie większych wartości szczytowych siły piszczelowo-udowej niż te uzyskiwane za pomocą modelu Nisella i różnica ta jest istotna statystycznie zarówno dla składowej normalnej jak i stycznej siły piszczelowo-udowej**. Ponadto TFITIMD wskazał, że wartość szczytowa składowej stycznej siły piszczelowo-udowej jest osiągnięta dla mniejszych kątów wyprostowania stawu kolanowego, niż sugeruje to model Nisella. Oznacza to, że pacjenci, u których nie jest zalecane przenoszenie dużych sił stycznych w stawie kolanowym (np. we wczesnym etapie leczenia po rekonstrukcji ACL) powinni mieć bardziej ograniczony zakres ruchu podczas TISK. Jednak różnica pomiędzy modelem TFITIMD i modelem Nisella, w zakresie różnic w kącie wyprostowania kolana przy osiągnięciu wartości szczytowej siły, nie nosiła cech istotności statystycznej, w związku z czym wymaga dalszych badań i potwierdzenia obserwacji na większej grupie osób badanych.

Podkreślenia wymaga również fakt, że dane zaprezentowane w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej zostały pozyskane dla istotnej klinicznie grupy w kontekście leczenia

stawu kolanowego – pacjentów po rekonstrukcji łąkotki stawu kolanowego. Analiza została przeprowadzona na ściśle wyselekcjonowanej grupie, która w czasie przeprowadzania TISK nie miała urazów współtowarzyszących (np. urazów więzadeł), mogących wpływać na wartość kliniczną przeprowadzonych obserwacji. **Niniejsza rozprawa doktorska stanowi pierwsze w literaturze opracowanie, podejmujące temat obciążeń stawu kolanowego podczas TISK po rekonstrukcji łąkotki przyśrodkowej i jej opłaszczeniu membraną kolagenową, według techniki operacyjnej opracowanej w klinice Rehasport w Poznaniu.**

Powyżej przytoczone argumenty pozwalają stwierdzić, że **w ramach rozprawy doktorskiej zrealizowano wszystkie zaplanowane zadania badawcze oraz wykazano prawdziwość tezy**, gdyż wzorcowy przebieg momentu sił mięśniowych i dwuwymiarowy model mechaniczny stawu kolanowego, rozszerzony o indywidualne parametry anatomiczne, umożliwiając poszerzenie wiedzy na temat obciążeń stawu kolanowego w całym zakresie ruchu podczas testu izokinetycznego.

Wnioski płynące ze zrealizowanych badań wskazują, że test izokinetyczny stawu kolanowego generuje bardzo duże wartości siły piszczelowo-udowej w porównaniu do innych aktywności życia codziennego, dlatego powinien być stosowany ze szczególną ostrożnością u osób po operacji tego stawu. Zbyt wczesne testowanie stawu pacjenta przy użyciu testu izokinetycznego może negatywnie wpływać na proces leczenia. Ponadto należy zauważyć, że wartości siły piszczelowo-udowej występujące przy danym kącie zgięcia stawu kolanowego mogą być charakterystyczne dla poszczególnych pacjentów, stąd istnieje potrzeba rozwijania modeli zindywidualizowanych, mogących mieć zastosowanie w projektowaniu programów rehabilitacyjnych czy zaopatrzenia ortopedycznego. W pracy zauważono, że kobiety, pomimo generowania mniejszych momentów sił mięśniowych, osiągały porównywalne do mężczyzn wartości siły piszczelowo-udowej normalnej oraz większe wartości siły piszczelowo-udowej stycznej. Decydujący wpływ na takie rezultaty badań mają przede wszystkim pomiary parametrów geometrycznych stawu kolanowego na podstawie zdjęć rezonansu magnetycznego. Mniejsze odległości w stawach kobiet w porównaniu do mężczyzn, w szczególności pomiędzy punktem kontaktu kości udowej i piszczelowej a kierunkiem działania siły w więzadle rzepki, mają decydujący wpływ na generowanie większych wartości stosunku siły piszczelowo-udowej do ciężaru ciała pacjenta. Ponadto, tylko u niektórych pacjentów zauważalna była zmiana znaku (kierunku działania)

siły piszczelowo-udowej stycznej, co może również stanowić cechę charakterystyczną poszczególnych osób badanych. Nie bez znaczenia pozostaje również ocena jakościowa przebiegu siły piszczelowo-udowej. Wśród osób wybranych do grupy badanej zauważono znaczne wygładzenie przebiegu siły piszczelowo-udowej w 24. miesiącu po operacji regeneracji łąkotki przyśrodkowej, co może stanowić o poprawie sprawności fizycznej stawu kolanowego.

Pomimo wykazania zauważalnych wzorców w zmianie wartości parametrów F_{TF} , F_S , A_{TF} , A_{FS} , dalsze badania w tematyce rozprawy doktorskiej powinny się skupiać na rozszerzeniu badanej grupy klinicznej o kolejnych pacjentów i potwierdzeniu otrzymanych rezultatów badań. Dodatkowo, opracowany model TFITIMD mógłby być z łatwością zastosowany do szacowania wartości siły piszczelowo-udowej wśród innych grup klinicznych pacjentów. Dalsze prace mogłyby się skupiać na opisie siły piszczelowo-udowej wśród pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, co ze względu na stosunkowo duże wykazane w pracy wartości siły F_S , mogłoby stanowić istotną klinicznie informację w planowaniu procesu rehabilitacyjnego tej grupy.

Krokiem rozszerzającym prace zaprezentowane w ramach rozprawy doktorskiej mogłoby być opracowanie algorytmu automatyzującego pomiary na obrazach MRI opisane w rozdziale 5.5. Dostępne obecnie techniki przetwarzania obrazów, w szczególności obrazów DICOM powstałych na skutek badania tomografii komputerowej, mogłyby umożliwić wykonywanie opisanych pomiarów w sposób w pełni automatyczny. Metodyka opisana w pracy (rozdział 5.5) mogłaby stanowić podstawę do opracowania takiego algorytmu. Ponadto należy zauważyć, że model dwuwymiarowy zaprezentowany w niniejszej pracy umożliwia wyznaczanie sumarycznej siły działającej na oba przedziały stawu kolanowego (boczny i przyśrodkowy), bez mięśni współuczestniczących w ruchu wyprostów SK. Wyliczone siły stanowią obciążenie zastępcze, ponieważ w naturalnym stawie siła stawowa nigdy nie jest przyłożona punktowo i rozkłada się na większej powierzchni kontaktu, natomiast ruch w stawie nigdy nie jest generowany tylko przez pojedynczy mięsień. Rozwiązaniem tego problemu mogłoby być rozszerzenie koncepcji modelu TFITIMD o wersję modelu trójwymiarowego lub całkowite jego przekształcenie do modelu trójwymiarowego opartego na metodzie elementów skończonych. Natomiast uzupełnienie TISK o dane z pomiarów aktywności mięśniowej EMG, mogłoby się przyczynić do uwzględniania w mo-

delu także pracy innych mięśni, w tym mięśni antagonistycznych, jednak takie postępowanie miałyby negatywny wpływ na czas przygotowania pacjenta do badania, przez co mogłoby być podejściem rzadko stosowanym w praktyce klinicznej.

Bibliografia

- [1] A. Pozowski, M. Kowal, A. Kierzek, J. Kuciel-Lewandowska, M. Tradecki, and M. Paprocka-Borowicz, "Znaczenie kryteriów biomechanicznych w prawidłowym planowaniu leczenia choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego," *Pomeranian J. Life Sci.*, vol. 61, no. 4, pp. 363–367, 2015.
- [2] K. D. Shelbourne and P. Nitz, "Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction," *Am. J. Sports Med.*, vol. 18, no. 3, pp. 292–299, May 1990.
- [3] K. O'Donnell, K. B. Freedman, and F. P. Tjountmakaris, "Rehabilitation Protocols After Isolated Meniscal Repair: A Systematic Review," *Am. J. Sports Med.*, vol. 45, no. 7, pp. 1687–1697, Jun. 2017.
- [4] M. Lind, T. Nielsen, P. Faunø, B. Lund, and S. E. Christiansen, "Free Rehabilitation Is Safe After Isolated Meniscus Repair," *Am. J. Sports Med.*, vol. 41, no. 12, pp. 2753–2758, Dec. 2013.
- [5] P. P. Mariani, N. Santori, E. Adriani, and M. Mastantuono, "Accelerated rehabilitation after arthroscopic meniscal repair: A clinical and magnetic resonance imaging evaluation," *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 12, no. 6, pp. 680–686, Dec. 1996.
- [6] A. Pasierbiński and A. Jarząbek, "Biomechanika więzadeł krzyżowych," *Acta Clin.*, no. 1, pp. 284–293, 2001.
- [7] G. McGinty, J. J. Irrgang, and D. Pezzullo, "Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee," *Clin. Biomech.*, vol. 15, no. 3, pp. 160–166, Mar. 2000.
- [8] B. Stańczyk, O. Jarzyna, W. Kunikowski, D. Grzelczyk, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton with a Back Support – Mechanical Design," 2022, pp. 205–218.
- [9] M. T. Hirschmann and W. Müller, "Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 23, no. 10, pp. 2780–2788, Oct. 2015.
- [10] S. Affatato, "Biomechanics of the knee," in *Surgical Techniques in Total Knee Arthroplasty and Alternative Procedures*, Elsevier, , pp. 17–35, 2015.
- [11] T. A. Blackburn and E. Craig, "Knee Anatomy," *Phys. Ther.*, vol. 60, no. 12, pp. 1556–1560, Dec. 1980.
- [12] K. Ciemnińska-Gorzela, "Funkcja stawu kolanowego po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego," Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, 2010.
- [13] A. Fox, F. Wanivenhaus, and S. Rodeo, "The Basic Science of the Patella: Structure, Composition, and Function," *J. Knee Surg.*, vol. 25, no. 02, pp. 127–142, Jun. 2012.
- [14] C. Domnick, M. J. Raschke, and M. Herbort, "Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques," *World J. Orthop.*, vol. 7, no. 2, p. 82, 2016.
- [15] S. L. Logterman, F. B. Wydra, and R. M. Frank, "Posterior Cruciate Ligament: Anatomy and Biomechanics," *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, vol. 11, no. 3, pp. 510–514, Sep. 2018.
- [16] T. Klekiel, J. Wodzisławski, and R. Będziński, "Modelling of Damping Properties of Articular Cartilage During Impact Load," *Eng. Trans.*, vol. 65, no. 1, pp. 133–145, 2017.

- [17] T. Piontek *et al.*, “Complex Meniscus Tears Treated with Collagen Matrix Wrapping and Bone Marrow Blood Injection: A 2-Year Clinical Follow-Up,” *Cartilage*, vol. 7, no. 2, pp. 123–139, 2016.
- [18] A. J. S. Fox, A. Bedi, and S. A. Rodeo, “The Basic Science of Human Knee Menisci,” *Sport. Heal. A Multidiscip. Approach*, vol. 4, no. 4, pp. 340–351, Jul. 2012.
- [19] K. A. Athanasiou and J. Sanchez-Adams, “Engineering the Knee Meniscus,” *Synth. Lect. Tissue Eng.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–97, Jan. 2009.
- [20] E. M. Roos, A. Östenberg, H. Roos, C. Ekdahl, and L. S. Lohmander, “Long-term outcome of meniscectomy: symptoms, function, and performance tests in patients with or without radiographic osteoarthritis compared to matched controls,” *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 9, no. 4, pp. 316–324, May 2001.
- [21] R. Papalia, A. Del Buono, L. Osti, V. Denaro, and N. Maffulli, “Meniscectomy as a risk factor for knee osteoarthritis: A systematic review,” *Br. Med. Bull.*, vol. 99, no. 1, pp. 89–106, 2011.
- [22] K. S. Chung, J. K. Ha, H. J. Ra, W. J. Yu, and J. G. Kim, “Root Repair Versus Partial Meniscectomy for Medial Meniscus Posterior Root Tears: Comparison of Long-term Survivorship and Clinical Outcomes at Minimum 10-Year Follow-up,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 48, no. 8, pp. 1937–1944, Jul. 2020.
- [23] A. Bedi *et al.*, “Dynamic contact mechanics of the medial meniscus as a function of radial tear, repair, and partial meniscectomy,” *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A*, vol. 92, no. 6, pp. 1398–1408, 2010.
- [24] K. Ciemniewska-Gorzela, P. Bąkowski, J. Naczka, R. Jakob, and T. Piontek, “Complex Meniscus Tears Treated with Collagen Matrix Wrapping and Bone Marrow Blood Injection: Clinical Effectiveness and Survivorship after a Minimum of 5 Years’ Follow-Up,” *Cartilage*, p. 194760352092476, Jun. 2020.
- [25] L. Ghazi zadeh, A. Chevrier, J. Farr, S. A. Rodeo, and M. D. Buschmann, “Augmentation Techniques for Meniscus Repair,” *J. Knee Surg.*, vol. 31, no. 1, pp. 99–116, 2018.
- [26] M. Miller and S. Thompson, “Knee Anatomy and Biomechanics of the Knee,” in *DeLee & Drez’s Orthopaedic Sports Medicine*, Fourth., Elsevier Saunders, pp. 1047–1072, 2014.
- [27] A. Czaplicki, M. Jarocka, and J. Walawski, “Isokinetic Identification of Knee Joint Torques before and after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *PLoS One*, vol. 10, no. 12, p. e0144283, Dec. 2015.
- [28] J. W. Y. Lee, K.-M. Mok, H. C. K. Chan, P. S. H. Yung, and K.-M. Chan, “Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for hamstring strain injury in football: A prospective study of 146 professional players,” *J. Sci. Med. Sport*, Dec. 2017.
- [29] T. Klekiel, “Symulacja układu sterowania urządzeń do ćwiczeń izokinetycznych,” in *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna XVI krajowa konferencja*, p. 82, 2010.
- [30] I. Biodex Medical Systems, “Biodex System 3 Software Manual.” .
- [31] Z. Dvir, *Isokinetics. Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications*. New York 1995: Churchill Livingstone, 1995.
- [32] M. Michałowska, “Zastosowanie sztucznych sieci neuronowych w zagadnieniu predykcji urazów na podstawie badań izokinetycznych,” Politechnika Poznańska, 2017.
- [33] A. A. Sapega, “Muscle performance evaluation in orthopaedic practice.,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 72, no. 10, pp. 1562–1574, Dec. 1990.

- [34] A. Leyva, A. Balachandran, and J. F. Signorile, “Lower-Body Torque and Power Declines Across Six Decades in Three Hundred Fifty-Seven Men and Women,” *J. Strength Cond. Res.*, vol. 30, no. 1, pp. 141–158, Jan. 2016.
- [35] L. Herrington, M. Turner, and I. Horsley, “The relationship between ACL deficiency, functional performance and a break in the isokinetic moment curve of the knee flexors,” *Isokinet. Exerc. Sci.*, vol. 11, no. 4, pp. 239–244, Dec. 2003.
- [36] A. Dello Iacono, C. Buksbaum, J. Padulo, I. Hetsroni, D. Ben-Sira, and M. Ayalon, “Isokinetic moment curve abnormalities are associated with articular knee lesions,” *Biol. Sport*, 2018.
- [37] E. Tsepis, G. Giakas, G. Vagenas, and A. Georgoulis, “Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee,” *J. Biomech.*, vol. 37, no. 6, pp. 857–864, Jun. 2004.
- [38] M. Ayalon, Y. Barak, and M. Rubinstein, “Qualitative analysis of the isokinetic moment curve of the knee extensors,” *Isokinet. Excercise Sci.*, vol. 10, pp. 145–151, 2002.
- [39] Z. Dvir, N. Halperin, A. Shklar, and D. Robinson, “Quadriceps Function and Patellofemoral Pain Syndrome. Part II: The Break Phenomenon During Eccentric Activity,” *Isokinet. Exerc. Sci.*, vol. 1, no. 1, pp. 31–35, Jan. 1991.
- [40] H. Ikeda, H. Kurosawa, and S.-G. Kim, “Quadriceps torque curve pattern in patients with anterior cruciate ligament injury,” *Int. Orthop.*, vol. 26, no. 6, pp. 374–376, Dec. 2002.
- [41] H. M. Carvalho, “Multilevel Models for the Analysis of Angle-Specific Torque Curves with Application to Master Athletes,” *J. Hum. Kinet.*, vol. 49, no. 1, Jan. 2015.
- [42] R. D. Komistek, T. R. Kane, M. Mahfouz, J. A. Ochoa, and D. A. Dennis, “Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 2, pp. 215–228, Feb. 2005.
- [43] Z. Trad, A. Barkaoui, M. Chafra, and J. M. R. S. Tavares, “Finite Element Models of the Knee Joint,” pp. 1–34, 2018.
- [44] D. D. D’Lima, B. J. Fregly, S. Patil, N. Steklov, and C. W. Colwell, “Knee joint forces: prediction, measurement, and significance,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 226, no. 2, pp. 95–102, Feb. 2012.
- [45] W. Wojnicz, B. Zagrodny, M. Ludwicki, M. Syczewska, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, “Approach for Determination of Functioning of Lower Limb Muscles,” pp. 423–438, 2018.
- [46] W. Wojnicz and E. Wittbrodt, “Modelowanie zachowania układu mięśni,” in *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*, W. M. Gzik M., Lewandowska-Szumieł M., Pawlikowski M., Ed. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, pp. 329–343, 2015.
- [47] W. Wojnicz, *Biomechaniczne modele układu mięśniowo-szkieletowego człowieka*, 1st ed. Gdańsk: Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, 2018.
- [48] F. Pauwels, *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1976.
- [49] P. G. J. Maquet, *Biomechanics of the Knee*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1984.
- [50] A. Szarek, G. Stradomski, J. Łukomska-Szarek, D. Rydz, W. Wolański, and K. Jozsko, “Wear Morphology on the Surfaces of CoCrMo Unicompartmental Knee Joint Endoprostheses as Elements of Metal–Metal Friction Nodes,” *Materials (Basel)*, vol. 13, no. 12, p. 2689, Jun. 2020.

- [51] Z. Trad, A. Barkaoui, M. Chafra, and J. M. R. S. Tavares, "Finite Element Analysis Applications in Biomechanical Studies of the Knee Joint," pp. 35–60, 2018.
- [52] M. Kazemi, Y. Dabiri, and L. P. Li, "Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint," *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2013, pp. 1–27, 2013.
- [53] L. Zhang *et al.*, "Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review," *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2020, pp. 1–22, Apr. 2020.
- [54] K. R. Kaufman, K. N. An, W. J. Litchy, B. F. Morrey, and E. Y. s. Chao, "Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise," *Am. J. Sports Med.*, vol. 19, no. 3, pp. 305–316, 1991.
- [55] J. B. Morrison, "Function of the knee joint in various activities.," *Biomed. Eng. (NY)*, vol. 4, no. 12, pp. 573–80, Dec. 1969.
- [56] J. B. Morrison, "The mechanics of the knee joint in relation to normal walking," *J. Biomech.*, vol. 3, no. 1, pp. 51–61, Jan. 1970.
- [57] I. J. Harrington, "A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait.," *Biomed. Eng. (NY)*, vol. 11, no. 5, pp. 167–72, May 1976.
- [58] A. Seireg and R. J. Arvikar, "The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking," *J. Biomech.*, vol. 8, no. 2, pp. 89–102, Mar. 1975.
- [59] J. P. Paul, "Approaches to design - Force actions transmitted by joints in the human body," *Proc. R. Soc. London. Ser. B. Biol. Sci.*, vol. 192, no. 1107, pp. 163–172, Jan. 1976.
- [60] R. D. Komistek, J. B. Stiehl, D. A. Dennis, R. D. Paxson, and R. W. Soutas-Little, "Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics," *J. Biomech.*, vol. 31, no. 2, pp. 185–189, May 1997.
- [61] M. O. Ericson and R. Nisell, "Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling," *Am. J. Sports Med.*, vol. 14, no. 4, pp. 285–290, Jul. 1986.
- [62] N. J. Dahlkvist, P. Mayo, and B. B. Seedhom, "Forces during squatting and rising from a deep squat.," *Eng. Med.*, vol. 11, no. 2, pp. 69–76, Apr. 1982.
- [63] K. B. Shelburne and M. G. Pandy, "A Dynamic Model of the Knee and Lower Limb for Simulating Rising Movements," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 5, no. 2, pp. 149–159, Jan. 2002.
- [64] K. E. Wilk, R. F. Escamilla, G. S. Fleisig, S. W. Barrentine, J. R. Andrews, and M. L. Boyd, "A Comparison of Tibiofemoral Joint Forces and Electromyographic Activity During Open and Closed Kinetic Chain Exercises," *Am. J. Sports Med.*, vol. 24, no. 4, pp. 518–527, Jul. 1996.
- [65] R. Nisell and J. Mizrah, "Knee and ankle joint forces during steps and jumps down from two different heights," *Clin. Biomech.*, vol. 3, no. 2, pp. 92–100, May 1988.
- [66] D. D. D'Lima, S. Patil, N. Steklov, J. E. Slamin, and C. W. Colwell, "The Chitranjan Ranawat Award: In Vivo Knee Forces after Total Knee Arthroplasty," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 440, no. NA, pp. 45–49, Nov. 2005.
- [67] D. D. D'Lima, S. Patil, N. Steklov, J. E. Slamin, and C. W. Colwell, "Tibial Forces Measured In Vivo After Total Knee Arthroplasty," *J. Arthroplasty*, vol. 21, no. 2, pp. 255–262, Feb. 2006.

- [68] D. D. D’Lima, S. Patil, N. Steklov, S. Chien, and C. W. Colwell, “In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty,” *J. Biomech.*, vol. 40, pp. S11–S17, Jan. 2007.
- [69] P. Damm, I. Kutzner, G. Bergmann, A. Rohlmann, and H. Schmidt, “Comparison of in vivo measured loads in knee, hip and spinal implants during level walking,” *J. Biomech.*, vol. 51, pp. 128–132, Jan. 2017.
- [70] H. J. Hislop and J. Perrine, “The Isokinetic Concept of Exercise,” *Phys. Ther.*, vol. 47, no. 2, pp. 114–117, Feb. 1967.
- [71] R. Nisell, G. Németh, and H. Ohlsén, “Joint forces in extension of the knee: Analysis of a mechanical model,” *Acta Orthop.*, vol. 57, no. 1, pp. 41–46, 1986.
- [72] R. Nisell, M. O. Ericson, G. Nemeth, and J. Ekholm, “Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 17, no. 1, pp. 49–54, Jan. 1989.
- [73] V. Baltzopoulos, “Muscular and tibiofemoral joint forces during isokinetic concentric knee extension,” *Clin. Biomech.*, vol. 10, no. 4, pp. 208–214, Jun. 1995.
- [74] J. W. Chow, “Knee joint forces during isokinetic knee extensions: A case study,” *Clin. Biomech.*, vol. 14, no. 5, pp. 329–338, 1999.
- [75] E. Kellis and V. Baltzopoulos, “The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors,” *J. Biomech.*, vol. 32, no. 1, pp. 19–25, Jan. 1999.
- [76] D. . Toutoungi, T. . Lu, A. Leardini, F. Catani, and J. . O’Connor, “Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises,” *Clin. Biomech.*, vol. 15, no. 3, pp. 176–187, Mar. 2000.
- [77] F. Serpas, T. Yanagawa, and M. Pandy, “Forward-dynamics Simulation of Anterior Cruciate Ligament Forces Developed During Isokinetic Dynamometry,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 5, no. 1, pp. 33–43, Jan. 2002.
- [78] R. F. Escamilla, “Knee biomechanics of the dynamic squat exercise,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, pp. 127–141, Jan. 2001.
- [79] N. Petrone, M. Nardon, and G. Marcolin, “Prediction of ACL and PCL Loads During Isokinetic Knee Exercises using Experimental Tests and Musculoskeletal Simulations,” *Procedia Eng.*, vol. 147, pp. 246–251, 2016.
- [80] J. Mrozowski and J. Awrajcewicz, *Podstawy biomechaniki*. Łódź: Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, 2004.
- [81] E. C. Cheung, D. V. Boguszewski, N. B. Joshi, D. Wang, and D. R. McAllister, “Anatomic Factors that May Predispose Female Athletes to Anterior Cruciate Ligament Injury,” *Curr. Sports Med. Rep.*, vol. 14, no. 5, pp. 368–372, 2015.
- [82] M. Grygorowicz, J. Kubacki, W. Pilis, K. Giermek, and R. Rzepka, “Selected isokinetic tests in knee injury prevention,” *Biol. Sport*, vol. 27, pp. 47–51, 2010.
- [83] R. Śliwowski, M. Grygorowicz, R. Hojszyk, and Ł. Jadczyk, “The isokinetic strength profile of elite soccer players according to playing position,” *PLoS One*, vol. 12, no. 7, p. e0182177, Jul. 2017.
- [84] M. Grygorowicz *et al.*, “Discussion about different cut-off values of conventional hamstring-to-quadriceps ratio used in hamstring injury prediction among professional male football players,” *PLoS One*, vol. 12, no. 12, pp. 1–17, 2017.

- [85] T. Piontek, K. Ciemnińska-Gorzela, M. Słomczykowski, and R. Jakob, “All-arthroscopic technique of biological meniscal tear therapy with collagen matrix,” *Polish Orthop. Traumatol.*, vol. 77, no. December 2015, pp. 39–45, 2012.
- [86] T. Piontek *et al.*, “Complex Meniscus Tears Treated with Collagen Matrix Wrapping and Bone Marrow Blood Injection,” *Cartilage*, vol. 7, no. 2, pp. 123–139, Apr. 2016.
- [87] M. Michałowska, T. Walczak, J. K. Grabski, and M. Grygorowicz, “How to verify whether the soccer player’s knee is functioning properly?,” *ISBS Proc. Arch.*, vol. 36, no. 1, Nov. 2018.
- [88] Z. Ding, C. K. Tsang, D. Nolte, A. E. Kedgley, and A. M. J. Bull, “Improving Musculoskeletal Model Scaling Using an Anatomical Atlas: The Importance of Gender and Anthropometric Similarity to Quantify Joint Reaction Forces,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 66, no. 12, pp. 3444–3456, Dec. 2019.
- [89] S. D. Masouros, A. M. J. Bull, and A. A. Amis, “(i) Biomechanics of the knee joint,” *Orthop. Trauma*, vol. 24, no. 2, pp. 84–91, 2010.
- [90] K. M. Varadarajan, T. J. Gill, A. A. Freiberg, H. E. Rubash, and G. Li, “Patellar tendon orientation and patellar tracking in male and female knees,” *J. Orthop. Res.*, vol. 28, no. 3, pp. 322–328, 2010.
- [91] P. de Leva, “Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, Sep. 1996.
- [92] W. Qi, A. Hosseini, T. Y. Tsai, J. S. Li, H. E. Rubash, and G. Li, “In vivo kinematics of the knee during weight bearing high flexion,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 9, pp. 1576–1582, 2013.
- [93] C. B. Ruff *et al.*, “Stature and body mass estimation from skeletal remains in the European Holocene,” *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 148, no. 4, pp. 601–617, Aug. 2012.
- [94] B. D. Beynon *et al.*, “Geometric profile of the tibial plateau cartilage surface is associated with the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury,” *J. Orthop. Res.*, vol. 32, no. 1, pp. 61–68, Jan. 2014.
- [95] L. McCann, E. Ingham, Z. Jin, and J. Fisher, “Influence of the meniscus on friction and degradation of cartilage in the natural knee joint,” *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 17, no. 8, pp. 995–1000, Aug. 2009.
- [96] K. B. Shelburne, M. G. Pandy, F. C. Anderson, and M. R. Torry, “Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking,” *J. Biomech.*, vol. 37, no. 6, pp. 797–805, Jun. 2004.
- [97] A. Bedi *et al.*, “Dynamic contact mechanics of the medial meniscus as a function of radial tear, repair, and partial meniscectomy,” *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A*, vol. 92, no. 6, pp. 1398–1408, 2010.
- [98] J. Moczko, G. Bręborowicz, and R. Tadeusiewicz, *Statystyka w badaniach medycznych*. Warszawa: Springer PWN, 1998.
- [99] S. S. Shapiro, M. B. Wilk, and H. J. Chen, “A Comparative Study of Various Tests for Normality,” *J. Am. Stat. Assoc.*, vol. 63, no. 324, p. 1343, Dec. 1968.
- [100] W. Malska, “Wykorzystanie testu Levene’a i testu Browna-Forsythe’a w badaniach jednorodności wariancji,” *Eduk. – Tech. – Inform.*, vol. 18, no. 4, pp. 365–370, 2016.
- [101] N. Petrone, D. Tregnaghi, M. Nardon, and G. Marcolin, “Musculoskeletal Simulation of Isokinetic Exercises: A Biomechanical and Electromyographical Pilot Study,” *Procedia Eng.*, vol. 112, pp. 250–255, 2015.

- [102] D. L. Butler, F. R. Noyes, and E. S. Grood, "Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 62, no. 2, pp. 259–70, Mar. 1980.
- [103] T. Klekiel and R. Będziński, "Analiza właściwości tłumiących chrząstki w stawie skokowym," *Acta Bio-Optica Inform. Medica. Inżynieria Biomed.*, vol. 22, no. 4, pp. 198–206, 2016.
- [104] B. Zagrodny, M. Ludwicki, W. Wojnicz, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Cooperation of mono- and bi-articular muscles: human lower limb.," *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 18, no. 2, pp. 176–182, 2018.

Spis rysunków i tabel

| | |
|---|----|
| Rys. 2.1.1. Ruchy możliwe do wykonania w stawie kolanowym stanowiące sześć stopni swobody: a) rotacja w płaszczyźnie czołowej (szpotawość-koślawość), strzałkowej (zgięcie-wyprost) oraz poprzecznej (rotacja wewnętrzna-zewnętrzna), b) translacja w kierunku boczno-przyśrodkowym, przednio-tylnym oraz ściskająco-rozciągającym [9]..... | 15 |
| Rys. 2.1.2. Anatomia kostna stawu kolanowego: (1) k. udowa, (2) rzepka, (3) kłykiec przyśrodkowy k. udowej, (4) kłykiec boczny k. udowej, (5) przyśrodkowa powierzchnia stawowa k. piszczelowej, (6) boczna powierzchnia stawowa k. piszczelowej, (7) kość strzałkowa, (8) guzowatość k. piszczelowej [11]..... | 16 |
| Rys. 2.1.3. Ruch (a) obrotowy oraz (b) ślizgowy podczas zgięcia stawu kolanowego. Złożenie tych dwóch ruchów (c) powoduje wycofanie kości udowej względem piszczelowej (z ang. <i>rollback</i>) umożliwiając ruch zgięcia/wyprostów stawu w szerokim zakresie (0° - 140°) [10]..... | 17 |
| Rys. 2.1.4. Schemat dystrybucji obciążeń osiowych (F_{fem}) działających na łąkotkę [19]..... | 18 |
| Rys. 2.2.1. Przykład zestawienia parametrów ilościowych do oceny TISK wykonanego w trybie koncentrycznym przy prędkości testowej $60^{\circ}/s$ na podstawie raportu Comprehensive Evaluation [32]..... | 22 |
| Rys. 2.2.2. Wzorce charakterystyczne dla przebiegu momentu sił mięśniowych SK. Linia ciągłą oznaczono wyprost SK, natomiast linią przerywaną zgięcie SK [36]: a) przebieg prawidłowy, b) przebieg z minimum lokalnym w okolicach wartości szczytowej, c) przebieg z minimum lokalnym po osiągnięciu wartości szczytowej, d) przebieg z nieregularnymi oscylacjami..... | 24 |
| Rys. 2.2.3. Przebieg momentu sił mięśniowych rejestrowany na dynamometrze izokinetycznym przy prędkości testowej $60^{\circ}/s$ dla mężczyzn przed i po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, gdzie Stage 1 – test izokinetyczny wykonany przed operacją, Stage 2 - 4 – test izokinetyczny wykonany odpowiednio 3, 6 i 12 miesięcy po operacji [27]..... | 26 |
| Rys. 2.2.4. Przykładowe przebiegi momentu sił mięśniowych w funkcji kąta zgięcia stawu kolanowego (θ) dla testu izokinetycznego z prędkością $60^{\circ}/s$ zaproponowany przez Carvalho i wsp. [41]..... | 26 |
| Rys. 2.3.1. Obraz RTG stawu kolanowego ze wszczepioną endoprotezą z funkcją pomiaru obciążeń w części piszczelowej (A – widok przednio-tylny, B – widok strzałkowy) oraz przekrój części piszczelowej endoprotezy wraz z opisem elementów składowych (C) [67]..... | 30 |
| Rys. 2.4.1. Wartości siły piszczelowo-udowej normalnej (<i>compressive force</i>), stycznej (<i>shear force</i>) oraz moment siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego (<i>knee extension strength</i>) podczas wyprostów w TISK przy prędkości testowej $30^{\circ}/s$ oraz $180^{\circ}/s$, z uwzględnieniem bliższego i dystalnego przyłożenia elementu rezystancyjnego dynamometru. Wg Nisella i wsp [72]..... | 32 |
| Rys. 2.4.2. Stanowisko pomiarowe w pracy Kaufmana i wsp. Badania przeprowadzono z użyciem dynamometru izokinetycznego Cybex II [54]..... | 33 |
| Rys. 4.1.1. Prawidłowe ustawienie osoby badanej podczas TISK [30]..... | 43 |
| Rys. 4.2.1. Średnia (kolor niebieski) oraz odchylenie standardowe (kolor czerwony) momentu sił mięśniowych obliczone na podstawie wyników 209 TISK | 45 |

| | |
|--|---------|
| Rys.4.2.2. Ilustracja kryteriów wyłączających testy z dalszej analizy: a) TISK włączony do dalszej analizy, b) TISK odrzucony ze względu na pierwsze kryterium, c) TISK odrzucony ze względu na pierwsze i drugie kryterium..... | 47 |
| Rys. 4.2.3. Przebieg referencyjny momentu sił mięśniowych u mężczyzn podczas TISK z prędkością 60°/s wraz z reprezentacją graficzną charakteryzujących go parametrów liczbowych..... | 49 |
| Tabela 4.2.1. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg referencyjny momentu sił mięśniowych u mężczyzn podczas TISK z prędkością 60°/s..... | 50 |
| Tabela 4.3.1. Grupa osób badanych – pacjenci operowani techniką AMMS ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej..... | 52 – 53 |
| Tabela 4.3.2. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej, podczas testu izokinetycznego z prędkością 60°/s. Wyniki 6 miesięcy po operacji. Kąty α , β , γ , δ , θ obliczono dla wykresów o współczynniku proporcjonalności 1:0.1..... | 55 |
| Tabela 4.3.3. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej, podczas testu izokinetycznego z prędkością 60°/s. Wyniki 12 miesięcy po operacji. Kąty α , β , γ , δ , θ obliczono dla wykresów o współczynniku proporcjonalności 1:0.1..... | 56 |
| Tabela 4.3.4. Wartości średnie oraz odchylenie standardowe (SD) parametrów liczbowych charakteryzujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób leczonych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej, podczas TISK z prędkością 60°/s. Wyniki 24 miesiące po operacji. Kąty α , β , γ , δ , θ obliczono dla wykresów o współczynniku proporcjonalności 1:0.1..... | 57 |
| Rys. 4.3.1. Przebieg momentu sił mięśniowych podczas testu izokinetycznego z prędkością 60°/s u osób zdrowych (a) oraz leczonych metodą AMMS (b, c, d) ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej: a) krzywa referencyjna dla osób zdrowych, b) 6 miesięcy po zabiegu AMMS, c) 12 miesięcy po zabiegu AMMS, d) 24 miesiące po zabiegu AMMS..... | 58 |
| Tabela 4.3.5. Porównanie parametrów liczbowych opisujących przebieg momentu sił mięśniowych u osób operowanych ze względu na uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej (w okresie 6, 12, 24 miesięcy po zabiegu) z przebiegiem referencyjnym wyznaczonym dla osób zdrowych (piłkarzy nożnych) w rozdziale 4.2. W porównaniu wzięto pod uwagę tylko wartości średnie parametrów wyliczone dla trzech powtórzeń testowych..... | 59 |
| Rys. 5.1.1. Schemat obliczeniowy TFITIMD wyprostowania stawu kolanowego podczas wykonywania testu na dynamometrze izokinetycznym..... | 62 |

| | |
|--|----|
| Rys. 5.2.1. (a) Kąt nachylenia więzadła rzepki do osi długiej piszczeli $\beta(\varphi)$ w zależności od kąta wyprostowania stawu kolanowego. Dane literaturowe na podstawie pracy Varadarajan i in. [90]. (b) Przemieszczenie punktu O, w zależności od kąta wyprostowania stawu kolanowego $c(\varphi)$. Dane literaturowe na podstawie pracy [92]. | 66 |
| Rys. 5.3.1. a) Schemat obciążeń stawu kolanowego zgiętego o kąt φ , b) schemat do wyznaczania kątów pomocniczych dla ogólnego przypadku stawu kolanowego zgiętego o kąt φ . | 68 |
| Tabela 5.4.1. Grupa osób badanych w testach modelu TFITIMD | 70 |
| Rys. 5.5.1. Układ odniesienia wprowadzony do obrazu MRI zgodnie z metodyką opisaną w [94]: a) płaszczyzna poprzeczna, b) czołowa oraz c) strzałkowa. | 71 |
| Rys. 5.5.2. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 1-3: a) płaszczyzna poprzeczna z zaznaczonym pomiarem $t_{AP} = 57,49 \text{ mm}$ oraz $t_{ML} = 81,46 \text{ mm}$, b) płaszczyzna czołowa oraz c) płaszczyzna strzałkowa z oznaczeniem miejsca dwóch pozostałych płaszczyzn | 73 |
| Rys. 5.5.3. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 4-6: a) płaszczyzna poprzeczna z zaznaczoną płaszczyzną czołową, b) płaszczyzna czołowa, c) płaszczyzna strzałkowa z wyznaczonym kierunkiem osi z . | 74 |
| Rys. 5.5.4. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 7-9: a) płaszczyzna poprzeczna na poziomie przyczepów PCL (zaznaczona kolorem pomarańczowym na obrazie w podpunkcie c wraz z linią poprowadzoną przez dwa najbardziej dystalne punkty k. korowej piszczeli, b) płaszczyzna poprzeczna z osiami układu odniesienia xy c) płaszczyzna strzałkowa z osiami układu odniesienia xz . | 75 |
| Rys. 5.5.5. Realizacja kroku pomiarowego opisanego w pkt. 11: a) płaszczyzna strzałkowa przechodząca przez kolce piszczelowe z prostą równoległą do ściany tylnej k. korowej, b) płaszczyzna czołowa c) płaszczyzna strzałkowa z wyznaczoną osią l_{kp} , pomiarem kąta $\alpha = 7,71^\circ$ oraz zaznaczonym punktem S na przecięciu osi x z l_{kp} . | 76 |
| Rys. 5.5.6. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 12-13: a) płaszczyzna poprzeczna z wyraźnie widoczną guzowatością k. piszczelowej, b) płaszczyzna czołowa z wyraźnie widoczną guzowatością k. piszczelowej i zaznaczonym przyczepem więzadła rzepki (pkt. A), c) płaszczyzna strzałkowa z wyznaczonym kierunkiem więzadła rzepki. | 77 |
| Rys. 5.5.7. Realizacja kroków pomiarowych opisanych w pkt. 14-16 z widocznymi pomiarami odległości $AP = 20,29 \text{ mm}$, $PS = 22,95 \text{ mm}$, $x_S = 7,30 \text{ mm}$ oraz kątów $\beta_{mri} = 18,28^\circ$, $\varphi_{mri} = 173,85^\circ$. | 78 |
| Tabela 5.5.1. Pomiary kątów i odległości wykonanych na obrazach MRI, ich średnia i odchylenie standardowe (SD) dla grupy trzech kobiet i trzech mężczyzn wybranych do testowania modelu TFITIMD. | 79 |
| Rys. 5.6.1. Model izokinetycznego (rysunki górne) oraz izometrycznego (rysunki dolne) wyprostowania stawu kolanowego zaproponowany przez Nisella i wsp. [71], [72]. | 80 |
| Rys. 5.6.2. Ramię dla momentu siły więzadła rzepki (dp) zgodnie z modelem Nisella i wsp. [71]. Dane pomiarowe oraz liniowa interpolacja wartości na odcinkach pomiędzy punktami pomiarowymi. | 83 |

Rys. 5.6.3. Kąt zawarty między kierunkiem więzadła rzepki i prostą prostopadłą do powierzchni stawowej kości piszczelowej (β) zgodnie z modelem Nisella i wsp. [71]. Dane pomiarowe oraz liniowa interpolacja wartości pomiędzy punktami pomiarowymi.....83

Rys. 5.7.1. Siła piszczelowo-udowa normalna i styczna podczas wyprostu SK w teście izokinetycznym, obliczona za pomocą modelu TFITIMD oraz modelu Nisella. Trzy górne grafiki (a–c) prezentują wyniki dla kobiet, trzy dolne (d–f) prezentują wyniki dla mężczyzn. Zerowe wartości siły pomiędzy kolejnymi powtórzeniami testu odpowiadają chwilom, w których pacjent wykonywał zgięcie SK.....85

Tabela 5.7.1. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S), wartości szczytowe momentu sił mięśniowych (TQ) i kąty zgięcia stawu kolanowego (A_{TQ}), przy których zostały one osiągnięte86 – 87

Tabela 5.7.2. Statystyki opisowe dla wartości szczytowej siły ściskającej (F_{TF}), kąta zgięcia stawu, dla którego zarejestrowano szczytową siłę ściskającą (A_{TF}), wartości szczytowej siły ścinającej (F_S), kąta zgięcia stawu, dla którego zarejestrowano szczytową siłę ścinającą (A_{FS}), wyliczone z zastosowaniem modelu TFITIMD i Nisella.....89

Tabela 5.7.3. Test t-Studenta oraz test U Manna-Whitney’a dla prób niezależnych.....89

Tabela 6.2.1. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S) do powierzchni piszczeli w odniesieniu do kąta wyprostu kolana, przy którym występuje wartość szczytowa (średnia oraz odchylenie standardowe dla całej grupy badanej z podziałem na płeć pacjenta).....96

Rys. 6.2.1. Zmiana wartości siły piszczelowo-udowej normalnej F_{TF} (czerwony) oraz stycznej F_S (zielony) w 6., 12. oraz 24. miesiącu po operacji łąkotki przyśrodkowej w stosunku do ciężaru ciała (BW) osoby operowanej w grupie: a) kobiet, b) mężczyzn96

Tabela 6.2.2. Wartości szczytowe siły piszczelowo-udowej normalnej (F_{TF}) i stycznej (F_S) do powierzchni piszczeli w odniesieniu do kąta wyprostu kolana, przy którym występuje wartość szczytowa. Podano wartości średnie i odchylenia standardowe sił obliczonych za pomocą modelu TFITIMD dla trzech powtórzeń testu.....97 – 99

Rys. 6.2.2. Siła piszczelowo-udowa normalna F_{TF} i styczna F_S do powierzchni piszczeli działająca na staw kolanowy podczas testu izokinetycznego, obliczona za pomocą modelu TFITIMD, odniesiona do ciężaru ciała pacjenta (BW).....100

Rys. 6.2.3. Siła piszczelowo-udowa normalna F_{TF} i styczna F_S do powierzchni piszczeli działająca na staw kolanowy podczas testu izokinetycznego, obliczona za pomocą modelu TFITIMD dla pacjenta ID_001 w okresach pooperacyjnych, tj. 6, 12 oraz 24 miesiące od regeneracji łąkotki przyśrodkowej.....101

Rys. 6.2.4. Siła piszczelowo-udowa normalna F_{TF} i styczna F_S do powierzchni piszczeli działająca na staw kolanowy podczas testu izokinetycznego, obliczona za pomocą modelu TFITIMD dla pacjentki ID_023 w okresach pooperacyjnych, tj. 6, 12 oraz 24 miesiące od regeneracji łąkotki przyśrodkowej.....102

Tab. 6.3.1. Wartości szczytowe sił działających na powierzchni stawu kolanowego podczas różnych aktywności dnia codziennego oszacowane według teoretycznych modeli literaturowych [42], [54].....104 – 106