

Jarosław Żmudzki, dr inż. hab., prof. PŚ
Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych
Wydział Mechaniczny Technologiczny
ul. Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice
e-mail: jaroslaw.zmudzki@polsl.pl

Gliwice 19-07-2023

RECENZJA

rozprawy doktorskiej mgr inż.. Adriana Łukasza Wita

pt.: „Analiza stanu obciążenia kości udowej człowieka w cyklu normalnego chodu z wykorzystaniem metody elementów skończonych”.

Promotorzy rozprawy:

dr hab. inż. Sebastian Wroński, prof. uczelni

prof. dr hab. inż. Paweł Lipiński

Ocena ogólna pracy

Praca posiada wszystkie elementy charakterystyczne dla przewodu doktorskiego. Ambitny i oryginalny cel umotywowany brakami w stanie aktualnym nauki i znakomity warsztat modelowania złożonych układów mechanicznych zastosowany w symulacji stanu obciążenia kości udowej w całym cyklu chodu z uwzględnieniem interakcji pomiędzy układem kostnym i mięśniowym towarzyszących ruchowi wraz z implementacją anizotropowego modelu materiałowego struktur kostnych, który pozwala na przewidywanie mechanizmów adaptacyjnych kierunkowej struktury kości gąbczastej. Jednocześnie osiągnięcie celu badawczego jest tożsame ze stworzeniem użytecznego narzędzia doprzedklinicznej oceny metod leczenia (chirurgicznego, implantologicznego, rehabilitacyjnego) na podstawie analizy kierunków przebudowy struktur kostnych.

Szczegółowa ocena pracy

W rozdziale 1. zatytułowanym „Podstawy teoretyczne” znajduje się przejrzysty wykład podzielony na trzy części zawierające kolejno: podstawy anatomiczne i charakterystykę cyklu chodu, następnie charakterystykę mięśni i ścięgien oraz kości. Część teoretyczna pracy zawiera informacje niezbędne (co podkreśla sam Autor we wprowadzeniu). Praca dzięki temu zyskuje na zwiezłości, jednak różni się w tym miejscu od standardowego podejścia, w którym część teoretyczna przedstawia stan aktualny w kolejno cytowanych pracach poddawanych krytyce, na tle której wyłania się obszar badań. Niemniej jednak, obszar badań został dobrze umotywowany brakami w stanie aktualnym, tyle, że motywacja pracy znajduje się we wprowadzeniu. W tym miejscu przedstawione zostały ograniczenia dotychczasowych modeli biomechanicznych kości. Motywacja jest przedstawiona w bardzo zwięzły sposób, co wyraźnie wynika z dużej wiedzy i umiejętności jej syntezy przez Autora. W stanie aktualnym wymieniony zostaje brak możliwości obliczenia pełnego i fizjologicznego stanu obciążenia, co wynika zdaniem Autora z koncentracji na analizie pojedynczych kości w wybranych stanach statycznego obciążenia. Słusznie zostaje zauważone, że skrajne stany obciążenia kości nie pozwalają na pełen wgląd w złożone aktywności ruchowe, przy czym zwiększenie precyzji oceny wewnętrznego stanu mechanicznego kości wymaga uwzględnienia anizotropowych cech materiałowych w modelu biomechanicznym kości, zwłaszcza służącym przewidywaniu zmian adaptacyjnych. Autor znajduje tutaj obszar badawczy, którym jest uwzględnienie zróżnicowania wartości i kierunków chwilowych obciążeń wynikających z interakcji mięsień-

kośćotwarzających ruchowi. Choć w dalszej części pracy Autor sięga do źródeł literaturowych to podczas wyznaczenia obszaru badawczego pracy wyszczególnia aktualne ograniczenia bez odnośników. Również za nieco niefortunne uważam sformułowanie „wyraziste” odnoszące się do symulacji skrajnych stanów obciążenia, których celem jest ocena wytrzymałościowa i porównanie zazwyczaj rozwiązań implantologicznych lub metod leczenia właśnie w wybranych skrajnych kryterialnych stanach.

W podrozdziale 1.3 dokonano wykładu odnośnie do modelowania i matematycznego opisu struktur kostnych. Przedstawione zostały problemy charakterystyki porowatości i podstawy parametryzacji za pomocą frakcji objętościowej. Następnie przedstawiono koncepcję modelowania anizotropii strukturalnej za pomocą algorytmu MIL (ang. Mean Intercept Length) w zastosowaniu do struktury beleczek kostnych kości gąbczastej, na którym to algorytmie oparto badania własne.

W podrozdziale 1.3.5 można było pokusić się o krytyczne odniesienie do znanych badań z bardziej dogłębnym wglądem w metodykę badań, które zestawiono na rys. 1.18 za źródłem [77]. Poprzez bardziej dogłębny wgląd rozumiem przede wszystkim warunki badań tkanki kostnej w stanie suchym lub uwodnionym oraz zastosowane metody oznaczania gęstości i technikę pomiaru modułu sprężystości. Na podstawie takiego głębszego wglądu można już dokonać krytycznego odniesienia i selekcji badań, których wyniki w lepszym stopniu odwzorowują warunki rzeczywiste. W badaniach gęstości kości korowej podane zostały 2 źródła [70,71] i przedstawiony został problem porowatości i wypełnienia fazą organiczną. Następnie zakończono temat znacznych różnic gęstości podając zakres od 0,9 do 2,2 g/cm³. Co prawda, w ostatnim akapicie rozdziału 1.3.5 zwrócono uwagę, że na własności sprężyste wpływają różne czynniki, jednak pozostaje niedosyt dotyczący głębszego wyjaśnienia bardziej złożonych związków z własnościami wytrzymałościowymi organicznej kolagenowej fazy i to nie tylko jej udziału, ale mikro i nano struktury białkowej i mineralnej. Przedstawiona przez mnie uwaga nie jest krytyką pracy, w której w sposób jak najbardziej prawidłowy uwzględnione zostały zagadnienia istotne dla utworzenia modelu biomechanicznego kości. **Uwagę przedstawiłem jako punkt do dyskusji podczas obrony pracy na ile aspekty mikro i nanostrukturalne mogą wyjaśniać różnice własności mechanicznych kości o zbliżonych parametrach, które są stosowane z wyboru w uproszczonych modelach dostosowanych do ograniczeń aktualnie dostępnej techniki dostarczania danych struktury kostnej (np. mikrotomografii).**

W rozdziałach 2 i 3 Autor przechodzi do opisu i zastosowania metod modelowania, przy czym rozdział 2 dotyczy modelu opartego na bryłach sztywnych, natomiast w rozdziale 3 opracowany zostaje odkształcalny model belkowy, w którym występują deformacje pod wpływem przenoszonych obciążeń.

Rozdział 2 zawiera zwięzłe wprowadzenie do metodyki modelowania układów wieloczłonowych i opis modelu układu mięśniowo-szkieletowego dolnej kończyny, oparty o projekt otwartego oprogramowania do modelowania biomechaniki OpenSim Gait2392, który Autor wskazuje jako najbardziej zaawansowany model biomechaniczny przeznaczony do analizy chodu człowieka w momencie rozpoczęcia prac badawczych (model ten został przyjęty jako odniesienie do modeli własnych zbudowanych w pracy).

Na str. 53 zestawiono w tabeli wszystkie wprowadzone w modelu 43 elementy mięśniowe, mające za zadanie odwzorować 35 mięśni anatomicznych (na niektóre mięśnie anatomiczne składało się więcej elementów mięśniowych), i które uznano za najważniejsze pod względem wkładu w proces chodu (pominięto małe mięśnie, które uznano za mało istotne). Dokonano

również zwięzłej charakterystyki procedur i technik stosowanych w celu eksperymentalnej rejestracji ruchu człowieka oraz zasad skalowania uniwersalnego modelu do indywidualnego przypadku z wykorzystaniem algorytmu optymalizacyjnego kinematyki wstecznej. Następnie wyjaśnione zostało, że rozwiązanie dynamiki wstecznej w zastosowaniu do układów biomechanicznych nie daje odpowiedzi, jakie siły mięśniowe powodują ruch. Omówione zostały dodatkowe narzędzia i ograniczenia metod estymacji aktywacji mięśni oraz sił mięśniowych bazujące na optymalizacji statycznej i algorytmie redukcji sił resztkowych.

W budowie modelu odkształcalnego w rozdziale 3 zastosowane zostały elementy belkowe, więzy modelujące zachowanie stawów i połączenia pomiędzy mięśniami i kośćmi, które są z powodzeniem stosowane w biomechanice. W celu uzyskania uśrednionej sztywności Autor przyjął rurowy przekrój kości, przy czym dla kości udowej przyjął lepsze przybliżenie wprowadzając zmienność przekroju na długości kości, mapując anatomiczne wymiary wewnętrznych i zewnętrznych średnic. W modelu przyjęte zostały zgodnie z danymi anatomicznymi zróżnicowane własności sprężyste w obszarze trzonu kości, następnie nasady dolnej i górnej oraz strefy przejściowej pomiędzy główką kości a trzonem. Do odwzorowania modeli mięśni zastosowano elementy typu prętowego o zachowaniu cięgien, które nie przenoszą sił ściskających. Pola przekroju poprzecznego dla modeli mięśni przyjęto na podstawie danych literaturowych a długości początkowe wynikały z przyjętej w analizie geometrii dolnej kończyny. W opisie charakterystyki siłowo-przemieszczeniowej mięśnia zwracam uwagę, że długość w mm nie jest odkształceniem.

Na szczególną uwagę zasługuje wprowadzenie efektywnego obliczeniowo uproszczonego odwzorowania zachowania mięśnia, z wykorzystaniem efektu rozszerzalności termicznej. Poprzez wprowadzenie temperatury w modelu elementów kurczliwych możliwe jest sterowanie siłą jak i wydłużenia mięśnia.

Warunki brzegowe w modelu MES stanowiło wymuszenie przemieszczeniowe przyłożone do górnej części kości udowej (w punkcie obrotu / w środku głowy kości) a także na końcu przyczepu mięśni do miednicy. Wymuszenie to miało charakter translacji, których amplituda odzwierciedla ruch w przestrzeni w cyklu chodu. W obliczeniach dynamicznych uwzględnione zostały obciążenia grawitacyjne poprzez uwzględnianie działania przyspieszenia ziemskiego.

Jednocześnie model obciążono przebiegiem siły reakcji podłoża (składowe przyjęto na podstawie danych literaturowych [9]), które w modelu Gait2392 przyłożone były w całości do stawu skokowo-goleniowego, natomiast w modelu belkowym MES z rozłożeniem na 2 siły: działającą na obszar pięty i palców.

W modelu MES obliczenia były wykonane, przy zaniedbaniu sił bezwładności. Autor w celu oceny różnic pomiędzy dynamicznym stanem równowagi w modelu Gait2392 a statycznym w modelu belkowym dokonał oszacowania wartości sił bezwładności oraz ich wpływu na wyniki symulacji. Autor wykazał, że w cyklu chodu wartości sił bezwładności związane z masą ciała sięgają 50N, więc stanowią 6.5% wartości sił reakcji podłoża i ułamek wartości sił mięśniowych, zatem są nieporównywalne do wartości sił mięśniowych.

Badania prowadzone nad odkształcalnym modelem belkowym doprowadziły do uzyskania szeregu cennych wyników, z których w mojej opinii można byłoby wyodrębnić osobną dysertację. Do osiągnięć pracy należy opracowanie metodyki weryfikacji budowanych modeli biomechanicznymi i uzyskanie zależności wpływu sprężystości mięśnia na jakość odwzorowania siły i poziom dopasowania reakcji podłoża, które pozwoliły na znalezienie różnic pomiędzy modelami w fazach chodu. Wyniki potwierdziły, że badania symulacyjne na modelach biomechanicznych są sztuką kompromisów, wynikającą z trudności odwzorowania

rzeczywistego złożonego zachowania układu mięśniowego, w którym mięśnie musiałyby mieć indywidualny poziom modułu sprężystości dodatkowo optymalizowany w każdej chwili czasowej. Autor pokusił się nawet o przedstawienie podstaw ciekawej koncepcji optymalizacji parametrów mięśni w celu zmniejszenia poziom niedopasowania sił na podstawie kryterium wyrównania sztywności elementów modelujących mięśnie. Potwierdzam spostrzeżenie Autora, że rozwiązanie problemu niedopasowania sił mięśniowych wykracza poza już i tak obszerny zakres pracy a uzyskane funkcje odchyłek zmiennych układu pozwalają na ocenę wiarygodności i zakresu błędu wyników w dowolnej fazie cyklu chodu.

W rozdziale 4 przystąpiono do realizacji kolejnego celu pracy, za który przyjęto implementację modelu objętościowego kości udowej do biomechanicznego modelu całej kończyny. W rozdziale 4.1 opisana została procedura cyfryzacji preparatu kości udowej. Badania preparatu wykonano za zgodą Komisji Bioetycznej w Uniwersytecie Jagiellońskim. Rozdzielczość badania mikrotomograficznego wynosiła 60 mikrometrów. W rekonstrukcji przestrzennego modelu ubeleczkowania kości dołożono szczególnych starań podczas binaryzacji, w której zastosowano precyzyjne dopasowanie progu binaryzacji na podstawie pochodnej funkcji frakcji objętościowej kości. W celu uzyskania dokładnego odwzorowania kości korowej zastosowano dwuetapowy proces oddzielnej binaryzacji kości korowej z wyższym progiem w stosunku do struktury beleczkowej. Na str. 105 zostaje wspomniane, że w kości korowej kanały Haversa i Volkmana o średnicach odpowiednio 20–100 μm oraz ok. 50 μm wprowadzają porowatość. **W formie pytania zwracam się tutaj o przedstawienie w podczas obrony pracy zagadnienia wpływu wyniki obliczeń personalnego zróżnicowania struktury kości korowej, którą ze względu na założoną w pracy rozdzielczość badania mikrotomograficznego pominięto oraz możliwości implementacji do modeli numerycznych w kontekście ich rozwoju.**

W rozdziale 4.1. zatytułowanym “Cyfryzacja rzeczywistej kości udowej człowieka” znajduje się podrozdział 4.1.2. zatytułowany “Budowa modelu objętościowego w MES”, który w istocie mógłby stanowić początek kolejnego rozdziału 4.2 nazwanego “Budowa modelu objętościowego kości udowej”, ponieważ treści obydwu dotyczą budowy modelu ADF i numerycznego MES. Co do ścisłości, to początek podrozdziału 4.1.2 zawiera właśnie metodykę budowy modelu CAD opartego o zrekonstruowane powierzchnie w postaci powierzchni złożonych z trójkątów (STL). W opisie metodyki uzyskania modelu objętościowego z modeli powierzchniowych STL nie dość przejrzysto wyjaśniono czy modele kostne były wczytane do CAD po wcześniejszym połączeniu w oprogramowaniu do rekonstrukcji czy były łączone w Hypermesh i w jaki sposób.

Model objętościowy kości podzielono z wykorzystaniem automatycznej generacji siatki na prawie 630 tysięcy elementów skończonych typu tetraedrycznego o średnim rozmiarze elementu 2 mm. W budowie modelu numerycznego dokonano standardowej oceny jakości siatki i dołożono starań w celu eliminacji elementów skończonych o współczynniku kształtu przekraczającym 10. Stwierdza się, że elementy z najwyższym współczynnikiem kształtu wygenerowane zostały głównie „na powierzchni” pomiędzy trzonem kości a pustym obszarem jamy szpikowej. Sformułowanie „na powierzchni” jest skrótem myślowym, jeśli dotyczyło elementów objętościowych, chyba, że stosowano generator elementów powierzchniowych, następnie ręczną korektę kształtu dla elementów z współczynnikiem $AR > 10$ i dopiero generację elementów przestrzennych, co jednak nie wynika z opisu.

Przedstawiono wykres rozkładu objętości elementów w siatce modelu kości oraz opis rozkładu. Średnia objętość elementu wynosiła 0.89 mm³ przy średniej wielkości boku tetraedru 1.72

mm. W modelu był znaczny rozrzut wielkości elementów skończonych od 0.0002 mm³ do 3.99 mm³. Jest to charakterystyczne dla modeli o złożonych kształtach, które w tym przypadku wynikały z nieregularnych anatomicznych kształtów kości. Tego typu modele stwarzają problemy z generacją siatki, przy czym te same lokalne krzywizny powierzchni w różnym stopniu wpływają na działanie algorytmu generatora zależnie od typu zapisu topologicznego. Jednocześnie nadmierna liczba lokalnych złożoności, która występuje w modelach struktur kostnych, nie pozwala na ręczną poprawę modelu lub czyni tę poprawę ogromnie czasochłonną, a ponadto brakuje jednoznacznych przesłanek lub algorytmu postępowania, który pozwala poprawiać lokalne złożone kształty bez utraty powiązania z obiektem rzeczywistym. Z drugiej strony zastosowanie podziału na bardzo małe elementy skończone powoduje wzrost kosztów analizy, które należy dostosować do poziomu akceptowalnego dla mocy obliczeniowej dostępnej jednostki komputerowej. Niemniej jednak, pod względem dokładności aproksymacji pola naprężeń wielkość elementów skończonych ma kluczowe znaczenie. Standardem w analizie MES jest zagęszczanie siatki w celu lepszej aproksymacji wokół krzywizn oraz karbów materiałowych. W przypadku oceny dokładności wyniku w obszarze krzywizn można z powodzeniem bazować na uproszczonym sposobie, który polega na porównaniu wartości węzłowych i elementowych. O wiele bardziej skomplikowana jest ocena dokładności wyniku w obszarze przejścia pomiędzy dwoma materiałami (tzw. karb materiałowy, który wynika z odmiennych własności mechanicznych).

W elementach skończonych przyległych do powierzchni rozgraniczającej dwa różne materiały węzły na granicy faz należą do tzw. punktów osobliwych a obliczane w nich wartości stanowią w MES niefizyczny artefakt i nie należy ich traktować jako wyniku, który poddaje się miarodajnej ocenie. Uzyskanie dokładnego wyniku w karbie materiałowym wymaga nie tylko zagęszczania siatki, ale dodatkowej procedury ekstrapolacji wyniku na podstawie przebiegu fizycznej funkcji uzyskanej z węzłów elementów skończonych oddalonych od punktu osobliwego [J. Żmudzki, W. Walke, W. Chladek, Influence of model discretization density in fem numerical analysis on the determined stress level in bone surrounding dental implants, Information Technologies in Biomedicine, vol. 47, Springer, Berlin – Heidelberg, 2008, 559-567.].

Jak się okazuje dla modelu anizotropowego zastosowanego przez Autora tej pracy wraz ze zmniejszeniem rozmiaru elementu skończonego dochodziło do zmniejszenia precyzji i ostatecznie zaburzenia własności materiałowych przypisanych lokalnie za pomocą MIL. Z tego powodu w pracy przyjęto rozmiar elementu skończonego, dla którego występowało względnie najmniej zaburzeń własności materiałowych a zachowanie to zostało słusznie przedstawione jako ograniczenie metodyki, które wymaga dalszych prac. **Pojawia się tutaj jednak pytanie o możliwe sposoby rozwiązania tego problemu,** ponieważ prawie każdy element skończony ma inne własności materiałowe, w tym często znacznie zróżnicowane, a zatem wartości węzłowe pozostają artefaktem. Tymczasem zagęszczanie siatki będzie prowadzić do zaburzenia mapowanych własności sprężystych, wciąż dostarczając występowania pomiędzy elementami kolejnych punktów osobliwych, ponieważ ich eliminacja wymaga ciągłości własności materiałowych w dyskretyzowanym obszarze.

Następnie wykonana została w środowisku HyperMesh integracja opracowanego wcześniej modelu belkowego całej kończyny z modelem objętościowym kości udowej. Nie opisano w jaki sposób dokonane zostało przeskalowanie modelu objętościowego i czy wymagało ponownej generacji siatki elementów skończonych. Ostatni akapit poprzedzający rozdział 4.2.2 w zasadzie przynależy do niego, jako że dotyczy implementacji warunków kinematycznych i stanowi

niejako wyjaśnienie procedur opisanych w kolejnych podrozdziałach, polegających na utworzeniu dodatkowych warstw elementów skończonych w obszarach stykowych kolana i panewki biodra oraz przyczepów mięśni. Na uwagę zasługuje wprowadzenie kluczowej dla integracji modeli procedury przeniesienia z modelu belkowego do modelu objętościowego chwilowych zmian przemieszczeń podczas cyklu chodu związanych z równowagą miednicy wokół jej środka. Implementacji dokonano na podstawie obliczeń położenia trzech wybranych punktów na powierzchni stawowej panewki. Następnie zastosowana została procedura mająca na celu zachowanie środka obrotu w stawie kolanowym, która polegała na utworzeniu dodatkowych warstw elementów skończonych na dystalnych powierzchniach kłykci, na które zostały przeniesione siły reakcji ze stawu kolanowego poprzez implementację więzów kinematycznych z modelu belkowego.

Ostatni etap implementacji warunków obciążeniowych dotyczył sił mięśniowych. W rozdziale 4.2.4. dołożono starań, aby obszary przyczepów mięśniowych pokrywały się z anatomicznymi i odwzorowywały warunki obciążeniowe. Również w tym przypadku na każdym obszarze przyczepu wprowadzono dodatkową warstwę 3D elementów skończonych na powierzchni kości korowej. Stwierdzenie, że „zastosowanie pojedynczego połączenia mięsienkość w trójwymiarowym modelu kości wiązałoby się ze znaczną koncentracją naprężeń na kości, a tym samym ich niefizjologicznym rozkładem w jej wnętrzu”, warto było umieścić na początku całego rozdziału jako wprowadzenie i wyjaśnienie dla mniej zorientowanego Czytelnika celu zabiegów generacji dodatkowych warstw elementów skończonych. Ostatni akapit poprzedzający rozdział 4.3. w zasadzie przynależy do niego, jako że dotyczy implementacji modelu konstytutywnego.

W rozdziale 4.3 przed implementacją modelu materiału do ostatecznego modelu numerycznego dokonano wstępnej oceny metodologii na przykładzie kilku podobszarówkości w kształcie sześciątów o boku 10mm o morfologii. Dla podobszarów wykonano analizę parametrów strukturytakich jak grubość beleczek i odległości pomiędzy nimi, ilość połączeń i kształt, orientacja przestrzennej beleczek i stopień anizotropii. Na podstawie badań wstępnych przyjęto rozróżnienie na model izotropowy dla kości korowej, natomiast dla kości gąbczastej uzyskano przedział porowatości 0.1-0.9, dla którego obliczano składowe tensora mikrostruktury modelu Zysseta-Curniera. Podrozdział 4.3.1 kończy dyskusja wpływu okna do mapowania frakcji objętościowej (BV/TV) i algorytmu MIL na jakość przypisania własności sprężystych. Dyskusją zastąpiono w pracy prowadzenie dokładnej analizy wpływu wielkości okna na jakość obliczeń. Uproszczenie to słusznie zostało usprawiedliwione wysoką czasochłonnością takiej analizy, która chociaż pozwala na dalsze zwiększenie dokładności, to nie stanowi braku dla całości pracy, ale jak słusznie zostało to wskazane przez Autora może stanowić jeden z obszarów rozwoju. W tym miejscu w opisie metodyki podniesiony został kluczowy problem określenia okna do mapowania frakcji objętościowej i MIL, które powinno korelować z wielkością elementów skończonych. Z oknem wyznaczonym w racji został skorelowany podział na elementy skończone. Podniesiony przez mnie znany wpływ zmniejszenia rozmiaru elementów skończonych na polepszenie jakości aproksymacji pola naprężeń i odkształceń może prowadzić do pogorszenia jakości na etapie przypisywania własności sprężystych. Autor wykazał się zatem wiedzą teoretyczną odnośnie do ograniczeń stosowanej metodyki modelowania struktur kostnych i umiejętnościami radzenia sobie z nimi w praktyce obliczeniowej.¹²¹

W kolejnym rozdziale dokonano ostatecznego przypisania parametrów morfometrycznych elementom skończonym i wyznaczenia składowych tensora sztywności dla modelu Zysseta-

Curniera, stosując założenia przetestowane w badaniach wstępnych i stałe materiałowe macierzy kostnej za pracą Hazrati'ego [pozycja literaturowa 118].

Następnie w rozdziale 4.3.5 dokonana została analiza otrzymanych w wyniku obliczeń rozkładów cech materiałowych w modelu. Dokonana została wnikliwa ocena poszczególnych obszarów w modelu kości na podstawie porównania wizualizacji obliczonej frakcji objętościowej z gęstością radiologiczną obrazu kości. Obszary o dużej i niskiej wartości BV/TV , w tym cienkiej kości korowej, wykazały odpowiednie podobieństwa do obrazu radiologicznego. Niemniej jednak użycie terminu „dobrze koreluje” jest pewnym nadużyciem w przypadku stosowania analizy opartej na porównaniu bez funkcji statystycznych. Następnie w celu oceny wyników obliczonych cech anizotropii dopisany został skrypt w środowisku MATLAB, który umożliwił wizualizację kierunków głównych tensora struktury. Na podstawie podobieństwa stwierdzono dobrą zgodność (tym razem Autor uniknął nadużycia słowa „dobrze koreluje”) kierunków głównych tensora struktury z orientacją beleczek kostnych. W kolejnym kroku dokonano oceny przypisanych cech sprężystych na podstawie analizy modułu sprężystości i wizualizacji pierwszej składowej. Uzyskano dobre podobieństwo z danymi obrazowania tomograficznego (Autor ponownie wrócił do terminu „dobrze koreluje”). Autor zwrócił uwagę, że niektóre elementy w obszarach o silnym ukierunkowaniu beleczek kostnych posiadają moduł Younga $E1$ większy od modułu macierzy kostnej $E0=22.5\text{ MPa}$, co wynika z dużych wartości parametru $m1$ w przyjętym modelu materiałowym.

Kolejny podrozdział 4.3.6. „Dyskusja obliczenia modelu konstytutywnego metodą Zysseta-Curniera” poświęcony został problemowi przeszacowanej w modelu wartości pierwszej składowej tensora sprężystości. Opracowany został wykres rozkładu wartości własnych $m1$ elementów skończonych w funkcji frakcji objętościowej BV/TV z uwidocznieniem obliczonej teoretycznie granicznej maksymalnej wartości składowej głównej tensora $m1$, dla której moduł Younga jest równy modułowi macierzy kostnej. W wyniku analizy stwierdzono, że do przeszacowania ponad teoretyczną maksymalną wartość doszło w 3,7% elementów skończonych. Zlokalizowanie elementów pozwoliło na stwierdzenie, że występowały w obszarach dużego zagęszczenia beleczek kostnych i ich wysokiego ukierunkowania, przy czym przeważnie na granicy pomiędzy tkanką gąbczastą a korową. Na podstawie dokonanej analizy wykazano ograniczenia stosowalności modelu Zysseta-Curniera oraz MIL, który w pracy Zysseta [pozycja literaturowa 166] był stosowany dla zakresu frakcji objętościowej 0.067- 0.345 i wartości parametru $m1$ sięgającej do 1.393. Oznacza to, że Autor dokonał weryfikacji i oceny stosowalności modelu w znacznie szerszym zakresie zmiennych. Następnie w obliczeniach wyniki przeszacowane odrzucono i wprowadzono modyfikację w obliczaniu wartości własności sprężystych, która zapobiega przekroczeniu modułu macierzy kostnej i pozwala na zachowanie stosunków $m1/m3$ oraz $m1/m2$. Na zakończenie rozdziału umieszczona została zapowiedź tego, co znajduje się w następnym rozdziale. Autor pracy parę razy stosuje ten zabieg, który w mojej opinii nie jest korzystny, gdyż dodatkowe treści nie dotyczące tematu rozdziału raczej powodują pogorszenie w sumie bardzo płynnej i zwartej narracji całej pracy.

W rozdziale 5 Autor przechodzi do analizy przenoszenia obciążeń w cyklu chodu, którą dzieli na analizę stanu obciążania w całej kości udowej (rozdział 5.1) i analizę skupioną na nasadzie bliższej kości udowej (rozdział 5.2).

W 5.1 dokonano porównania różnic przemieszczenia w stawach pomiędzy modelem objętościowym a modelem Gait2392 oraz modelem belkowym a modelem Gait2392. Model odniesienia stanowił model z projektu „Gait2392”, względem którego wyznaczone zostały

różnice przemieszczeń (składowe i wypadkowe) w stawach i przedstawione w postaci funkcji w cyklu chodu. Z przedstawionego w przeglądzie opisu modelu „Gait2392” wynika, że zawiera wiele uproszczeń, dlatego w mojej opinii różnice pomiędzy modelami lepiej było nazywać po prostu „różnicami”, a nie błędem, pomimo, że „różnice” zostały przedstawione w celu weryfikacji opracowanych modeli. Przedstawiona analiza różnic przemieszczeń wraz z ich interpretacją dostarcza cennej wiedzy w zakresie modeli biomechanicznych i stosowania założeń upraszczających, które umożliwiają wykonanie symulacji tak złożonych układów. Autor zauważa, że w modelu zachodzą interakcje wynikające z wrażliwości modelu mięśniowego na zmiany w sztywności kości, tzn. symulacje z kością objętościową i belkową różnią się wynikami. Podkreślenia z mojej strony wymaga fragment, w którym przedstawione zostają aspekty użytkowe opracowanego modelu, który nadaje się do badania wpływu nowych warunków powodowanych przez zmiany patologiczne lub metody leczenia, w tym nie tylko w stanie mechanicznym kości, ale również sił mięśni. W następnej kolejności przedstawiony został rozkład ciśnienia na panewce kości w fazach cyklu chodu, który wskazuje na prawidłowe tendencje, przy czym Autor zastrzega, że ze względu na uproszczenia modelowe stawu biodrowego wartości nacisków służą weryfikacji jakościowej i można je rozważać w sposób względny. Argumentacja zastosowanych uproszczeń jest w pełni zasadna, przy czym rolą recenzenta jest zwrócenia uwagi i podkreślenie, że znaczącym osiągnięciem w pracy było uzyskanie poprawnych wyników ruchu i zakresu powierzchni kontaktowych nawet przy uproszczonym modelu panewki.

Zwieńczeniem pracy jest wykonana analiza stanu naprężenia i odkształcenia oraz gęstości energii odkształcenia w kości udowej, który jak to trafnie Autor określił „ewoluuje podczas ruchu”.

Na rys. 5.8. głównego naprężenia maksymalnego i rys. 5.9. głównego odkształcenia maksymalnego korzystniejsze dla prezentacji wyników jest przyjęcie skali dodatniej dla rozciągania i odcięcie na skali wszystkich wartości mniejszych od zera, co pozwala lepiej uwidocznąć obszary, w których występują naprężenia rozciągające. I przeciwnie dla skali głównych naprężeń minimalnych, których jednak nie zaprezentowano (wg opisu legendy wyniki dotyczą naprężenia głównego maksymalnego, chyba że funkcja „Abs” pozwala na wizualizację na jednym wykresie obydwu naprężeń głównych, o czym nie mam wiedzy jako użytkownik innego oprogramowania). Niemniej jednak zestawienie obok siebie dla tych samych obszarów obydwu naprężeń głównych, zwłaszcza z wizualizacją kierunków, pozwala na zrozumienie stanu naprężenia i przejrzyste przedstawienie z czego wynikają naprężenia Hubera-Misesa (zwracam uwagę, że pierwszym twórcą tej hipotezy z datą publikacji w roku 1904 we Lwowie był polski Profesor Maksymilian Huber, stąd warto podawać naprężenie zredukowane Hubera-Misesa). Uzyskane wyniki zostały odniesione do innych prac, przy czym wiele uwagi poświęcono na wpływ sił mięśni na zmniejszenie naprężeń w kości ze względu zmniejszenie zginania, które postulował we wcześniejszych pracach F. Pauwels [97], J.D. Currey [175], G.N. Duda [176]. Na rys. 5.11 na wykresie deformacji kości udowej zostały uwidocznione postulowane w wymienionych pracach efekty niwelacji zginania poprzez aktywne mięśnie (Autor dokonuje tu często występującego w literaturze skrótu myślowego, na który zwracam uwagę, ponieważ wykres przedstawia deformację a nie odkształcenie, które występuje w materiale i z którego wynika deformacja elementu wykonanego z odkształcalnego materiału). Po analizie efektów przenoszenia obciążeń na powierzchni całej kości Autor przechodzi do szczegółowej analizy wewnętrznego stanu w nasadzie bliższej. Orientacja kierunków głównych w fazach chodu jest podobna do orientacji beleczek kostnych w

analizowanych obszarach a wartości naprężeń są większe wzdłuż pierwotnej grupy ściskającej oraz w obszarach predystynowanych do przenoszenia obciążeń. W pracy dokonano również analizy rozkładu odkształceń oraz rozkładu gęstości energii odkształcenia wg. progów Frosta.

Ocenę modelu uzupełnia analiza własności materiałowych i rozkładów naprężeń i odkształceń głównych wzdłuż ścieżek grupy pierwotnej kompresyjnej i rozciągającej w cyklu chodu, która wskazuje na fizjologiczne wzrostu odkształcenia w obszarach mniej sztywności.

Uwagi dotyczące błędów pisarskich

Str.33

1.3.3. Charakterystyka struktury beczkowatej

Str. 42

Cytując pozycję [79] lepiej jest stosować tłumaczenie z angielskiego „bydlęcej” zamiast „krowy”

Str. 48

(obroty i translacji)

Str. 49

w celu ograniczenia liczby stawów

str.55

Do indywidualnych parametrów określonych każdy miesiąc należą
maksymalna prędkość skręcanie

str.60

nie równa się iloczynowi masy modelu i przyspieszenia działającym na wszystkie segmenty.

Str.66

użyto zmiennego modułu sprężystości w zależności od średniej porowatości

str.69

Mięśnie w stanie spoczynku oraz w swojej optymalnej długości

lepkosprężystych

Na głównej przeszkodzie stoi fakt

Str.77

siła nacisku ciała na podłoże skutkuje powstaniem przeciwstawnej siły,

str.85

W celu zdecydowano się na utworzenie

Str. 106

W dalszych analizach kość ta zostanie potraktowana jako materiał o własnościach izotropowych.

Ma być izotropowych, ten błąd pisarki przewija się często w pracy.

Rys. 4.16. Implementacji

Str. 111. Również nie posiadano danych tomograficznych panewki kości udowej podchodzącego od dawcy kości.

Str.113. Do połączenie

Str. 113

na dystalną powierzchnie kłykci

Powinno być dystalne, ponieważ są 2 powierzchnie lub jeśli traktować je jako jedną to powierzchnię.

Str. 118

Opis działania algorytmu jest dostępny-znaleziona stronie

Brakuje „można” lub skreślić znaleźć

Str. 120

nieprawidłowości w obliczaniach lokalnego

W pracy nie zdecydowano się na szerszą analizę wpływu wielkość okna

Nr rozdziału 4.3.4 następuje po rozdziale 4.3.2

Str.129

który leży ponad czerwoną krzywą wyznaczającą limit

Str. 132

została obserwowana

Str.134

5.1.2. Analiza ruchy głowy

Str. 137

von Missesa

Mises jedno „s”

Str.140

powoduje znacząca redukcje odkształceń

Str.149

inicjujących skomplikowany proces metabolicznego kości

Str.157

dla przesztywionego modelu kości.

Str.159

nie pozwalana na dokładniejszego zrozumienia

Podsumowanie i ocena końcowa

Przedstawione przeze mnie uwagi krytyczne jak widać nie wynikają z niedomagań pracy, które wpływałyby na poprawność uzyskanych wyników lub interpretacji i raczej wskazują możliwości rozwoju modelu lub rozszerzenia dyskusji. Praca jest napisana poprawnie językowo i stylistycznie a drobne niedociągnięcia, głównie błędy pisarskie, które napotkałem podczas czytania i wyszczególnione w postaci listy, jak widać nie mają większego znaczenia w ocenie pracy.

W podsumowaniu wyszczególniam oryginalne osiągnięcia Autora, które stanowiły dla mnie podstawę dokonania oceny wartości i znaczenia pracy:

- zastosowanie w symulacji ruchu oraz obciążenia kończyny modelu kurczliwego mięśnia, który przy niskich kosztach obliczeniowych pozwolił na uwzględnienie interakcji pomiędzy mięśniami a układem kostnymtowarzyszących ruchowi,

- utworzenie modelu biomechanicznego kończyny o uproszczonej strukturze belkowej charakteryzującego się niskimi kosztami obliczeniowymi i możliwością szybkiej analizy obciążania w cyklu chodu przy uwzględnieniu odkształceń,
- uzyskanie na podstawie opracowanej własnej metodyki zależności wpływu sprężystości mięśnia na jakość odwzorowania siły i poziom dopasowania reakcji podłoża, które pozwalają na ocenę różnic pomiędzy modelami biomechanicznymi w dowolnej fazie chodu.
- opracowanie metodyki budowy modelu kości udowej MES z uwzględnieniem lokalnej anizotropii struktur kostnych na podstawie obrazowania mikrotomograficznego rzeczywistej kości i mapowania własności mechanicznych parametrami morfometrycznymi,
- weryfikacja i wykazanie ograniczenia stosowalności modelu Zysseta-Curniera oraz MIL (przeszacowanie składowych tensora sprężystości) w znacznie szerszym zakresie zmiennych w porównaniu do przedstawionego w stanie aktualnym nauki,
- wprowadzenie w modelu modyfikacji w obliczaniu wartości własności sprężystych, która zapobiega przeszacowaniu stałych sprężystych ponad wartości wynikające z modułu macierzy kostnej i pozwala na zachowanie stosunków $m1/m3$ oraz $m1/m2$,
- włączenie modelu objętościowego kości udowej do biomechanicznego modelu kończyny i wykonanie pełnej symulacji cyklu chodu,
- przeprowadzenie analizy stanu obciążania wewnętrznego kości i weryfikacja modelu poprzez odniesienie do obserwacji klinicznych i badań doświadczalnych,
- weryfikacja zakresu stosowalności modeli typu belkowego i objętościowego na podstawie względnych różnic przemieszczeń i reakcji stawowych,
- opracowanie oryginalnej metodyki badawczej, która pozwala na przedkliniczną ocenę planowania metod leczenia w oparciu o prognozowanie lokalnych zjawisk adaptacji kości do nowych warunków powodowanych metodami leczenia na podstawie modelowej analizy obciążenia w pełnym cyklu chodu.

Stwierdzam, że praca mgr. inż. Adriana Łukasza Witazatytułowana „Analiza stanu obciążenia kości udowej człowieka w cyklu normalnego chodu z wykorzystaniem metody elementów skończonych” stanowi istotny wkład naukowy w interdyscyplinarny obszar fizyki, inżynierii mechanicznej i materiałowej, czego potwierdzeniem jest osiągnięty oryginalny interdyscyplinarny cel, którym była modelowa analiza stanów naprężeń i odkształceń kości udowej człowieka w cyklu chodu wykonana z uwzględnieniem anizotropowych cech materiałowych tkanki kostnej w modelu biomechanicznym kości. Praca wpisuje się w zapotrzebowanie na modele biomechaniczne, które pozwalają na przedkliniczne prognozowanie adaptacji kości do nowych warunków obciążenia powodowanych metodami leczenia.

Na podstawie dokonanej przeze mnie analizy i oceny pracy stwierdzam, że rozprawa doktorska spełnia aktualne ustawowe wymagania formalne stawiane rozprawom doktorskim i zgłaszam wniosek o dopuszczenie Pana mgr do publicznej dyskusji nad Jego rozprawą doktorską w Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie w dyscyplinie fizyki.

Jarosław Żmudzki, dr inż. hab., prof. PŚ