



Politechnika Poznańska

Wydział Inżynierii Mechanicznej



Instytut Mechaniki Stosowanej

Zakład Mechaniki Technicznej

mgr inż. Agata Mrozek-Czajkowska

Optymalizacja właściwości mechanicznych protezy stopy

Rozprawa doktorska

Promotor: dr hab. Tomasz Stręk, prof. PP

Promotor pomocniczy: dr inż. Jakub K. Grabski

Poznań, 2024

Spis treści

STRESZCZENIE	4
ABSTRACT	5
WYKAZ SYMBOLI	6
1. WSTĘP	9
1.1. <i>Wprowadzenie</i>	9
1.2. <i>Motywacja, cel i teza pracy</i>	10
1.2.1. <i>Motywacja</i>	10
1.2.2. <i>Cel pracy</i>	10
1.2.3. <i>Teza pracy</i>	11
1.2.4. <i>Układ pracy</i>	11
2. Anatomia i biomechanika stopy	13
2.1. <i>Struktury anatomiczne stopy</i>	13
2.2. <i>Biomechanika chodu</i>	16
3. Chód – analiza z zastosowaniem metody elementów skończonych	19
3.1. <i>Geometria</i>	19
3.2. <i>Właściwości materiałowe</i>	23
3.3. <i>Warunki brzegowe i obciążenia</i>	25
4. Protezy stóp	29
4.1. <i>Rodzaje protez stóp</i>	29
4.2. <i>Optymalizacja protez stóp</i>	31
5. Metamateriały auksetyczne	40
5.1. <i>Charakterystyka</i>	40
5.2. <i>Zastosowanie w protetyce ortopedycznej</i>	41
6. Proces tworzenia modelu elementów skończonych oraz optymalizacja właściwości materiałowych w analizie biomechanicznej chodu	44
6.1. <i>Geometria</i>	44
6.2. <i>Warunki brzegowe i obciążenia</i>	51
6.3. <i>Właściwości materiałowe</i>	57
6.4. <i>Algorytmy optymalizacyjne</i>	60
6.5. <i>Wyniki</i>	64
7. Optymalizacja geometryczna protez stóp	72
7.1. <i>Parametryczny model stopy</i>	72
7.2. <i>Algorytm optymalizacyjny</i>	77
7.3. <i>Wyniki</i>	81
7.3.1. <i>Analiza DoE</i>	81

7.3.2. Algorytm optymalizacyjny	85
8. Optymalizacja topologiczna protez z zastosowaniem metamateriałów auksetycznych.....	89
8.1. Zastosowane algorytmy	89
8.2. Analizowane przypadki obciążeń	90
8.3. Wyniki.....	93
9. Wnioski	98
Literatura.....	106

STRESZCZENIE

Niniejsza praca poświęcona jest analizie procesu optymalizacji protez stóp, ze szczególnym uwzględnieniem zastosowania algorytmów optymalizacyjnych oraz niekonwencjonalnych materiałów, takich jak materiały auksetyczne. W początkowej części pracy omówiono podstawowe zagadnienia związane z budową anatomiczną stopy oraz biomechaniką chodu, a także przedstawiono wymagania stawiane protezom stóp. Dokonano przeglądu literatury dotyczącego zastosowania algorytmów optymalizacyjnych w projektowaniu protez oraz analizy ich odpowiedzi biomechanicznej. W dalszej części pracy skupiono się na procesie optymalizacji, w którym zastosowano algorytmy umożliwiające precyzyjne dopasowanie konstrukcji protezy do indywidualnych potrzeb pacjenta, co pozwala na poprawę komfortu oraz funkcjonalności protezy.

W procesie optymalizacji zastosowano model chodu oparty na metodzie elementów skończonych. W celu walidacji warunków brzegowych oraz obciążeń, na podstawie danych anatomicznych i biomechanicznych utworzono model chodu pacjenta, a następnie zoptymalizowano parametry zastosowanego modelu materiałowego za pomocą algorytmu genetycznego oraz algorytmu optymalizacyjnego zainspirowanego zachowaniem wirusów. Następnie utworzono algorytm generujący geometrię protezy na podstawie zadanych parametrów. Parametry te optymalizowano za pomocą algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów porównując uzyskane dane, z modelu chodu opartego na metodzie elementów skończonych, dotyczące przebiegu pionowej siły reakcji podłoża z wynikami eksperymentalnymi. Zaprezentowano wyniki optymalizacji protez stóp, porównując różne modele konstrukcyjne. W pracy przedstawiono również zastosowanie materiałów auksetycznych, które dzięki swoim unikalnym właściwościom mechanicznym, mogą przyczynić się do poprawy efektywności protez stóp. Symulacje i analizy przeprowadzono przy użyciu optymalizacji topologicznej oraz metody elementów skończonych. Porównano wyniki uzyskane dla różnych faz chodu uwzględniając trzy różne materiały. Wnioski z pracy potwierdzają, że zastosowanie algorytmów optymalizacyjnych oraz innowacyjnych materiałów może znacząco poprawić jakość życia pacjentów po amputacji w obrębie kończyny dolnej.

ABSTRACT

Design Optimization of Prosthetic Foot Mechanics

This thesis is dedicated to the analysis of the foot prosthesis optimization process, with a particular focus on the application of optimization algorithms and unconventional materials, such as auxetic materials. In the initial part of the study, the basic topics related to the anatomical structure of the foot and the biomechanics of gait are discussed, as well as the requirements for foot prostheses. A literature review was conducted regarding the use of optimization algorithms in the design of prostheses and the analysis of their biomechanical response.

In the subsequent part of the study, the focus was on the optimization process, in which algorithms were applied to precisely adjust the prosthesis structure to the individual needs of the patient, thereby improving comfort and functionality. The optimization process utilized a gait model based on the finite element method. To validate the boundary conditions and loading parameters, a patient-specific gait model was developed using anatomical and biomechanical data. The material model parameters were optimized using a genetic algorithm and a virus optimization algorithm. After validating gait model, an algorithm was developed to generate the prosthesis geometry based on predefined parameters. These parameters were optimized using the virus optimization algorithm by comparing the obtained data from the finite element-based gait model, specifically regarding the vertical ground reaction force, with experimental results. The results of the foot prosthesis optimization were presented, comparing different structural models.

The study also demonstrated the application of auxetic materials, which, due to their unique mechanical properties, can contribute to the improvement of foot prosthesis efficiency. Simulations and analyses were performed using topology optimization and the finite element method. The results obtained for different gait phases and three different materials were compared. The conclusions confirm that the use of optimization algorithms and innovative materials can significantly improve the quality of life of patients following lower limb amputation.

WYKAZ SYMBOLI

Symbol	Opis
E	moduł Younga
ν	współczynnik Poissona
μ_1	parametry modelu materiału hipersprężystego Ogdena
α_1	
C_{10}	parametry modelu materiału hipersprężystego (funkcja energii odkształcenia drugiego rzędu)
C_{01}	
C_{20}	
C_{11}	
C_{02}	
D_1	
D_2	
v_x	pozioma prędkość stawu skokowego
v_y	pionowa prędkość stawu skokowego
θ_z	kąt nachylenia stopy do podłoża
ω_z	prędkość kątowa ω_z ,
x_n	współrzędna położenia stawu kolanowego (oś x) uzyskana na podstawie symulacji
y_n	współrzędna położenia stawu kolanowego (oś y) uzyskana na podstawie symulacji
θ_n	kąt pomiędzy kończyną dolną a pionem uzyskany na podstawie symulacji
n_s	liczba przedziałów czasowych
$\hat{x}_n$	współrzędna położenia stawu kolanowego (oś x) uzyskana na podstawie eksperymentu
$\hat{y}_n$	współrzędna położenia stawu kolanowego (oś y) uzyskana na podstawie eksperymentu
$\hat{\theta}_n$	kąt pomiędzy kończyną dolną a pionem uzyskany na podstawie eksperymentu
$\hat{\bar{x}}$	średnia wartość współrzędnej położenia stawu kolanowego (oś x) uzyskana na podstawie eksperymentu

$\hat{y}$	średnia wartość współrzędnej położenia stawu kolanowego (oś y) uzyskana na podstawie eksperymentu
$\hat{\theta}$	średnia wartość kąta pomiędzy kończyną dolną a pionem uzyskana na podstawie eksperymentu
F_{GRFH}	składowa przednio-tylna siły reakcji podłoża
F_{GRFV}	składowa pionowa siły reakcji podłoża
a_{FV}	przyspieszenie stopy (składowa pionowa)
a_{FH}	przyspieszenie stopy (składowa pozioma)
m_F	masa stopy
g	przyspieszenie ziemskie
I_A	moment bezwładności segmentu
α_A	przyspieszenie kątowe segmentu
x_A	odległość punktu przyłożenia sił w stawie skokowym od środka masy (składowa pozioma)
y_A	odległość punktu przyłożenia sił w stawie skokowym od środka masy (składowa pionowa)
x_{GRF}	odległość punktu przyłożenia siły reakcji podłoża od środka masy (składowa pozioma)
y_{GRF}	odległość punktu przyłożenia siły reakcji podłoża od środka masy (składowa pionowa)
F_{MR}	siła nacisku wgłębnika wyznaczona dla modelu Mooney-Rivlina
a	promień kontaktu
ε_1	odkształcenie podczas wgłębiania
F_O	siła nacisku wgłębnika wyznaczona dla modelu Ogdena
NV	liczbę nowych wirusów
SV	liczbę silnych wirusów
CV	liczbę zwykłych wirusów
<i>intensywność</i>	tempo generowania nowych silnych wirusów
KM	liczba zabitych członków populacji
NP	wielkość populacji
NSV	liczba silnych wirusów

E_1	wartość funkcji celu (optymalizacja modelu materiałowego)
F_C	wyznaczona wartość siły dla danego modelu (F_{MR}, F_O)
δ_i	przesunięcie zmierzona podczas testów wgłębniakiem
F_{exp}	siła zmierzona podczas eksperymentu
E_2	wartość funkcji celu (optymalizacja parametrów geometrycznych protezy)
F_{FEM}	siła uzyskana podczas symulacji z zastosowaniem metody elementów skończonych
E_e	modułu Younga interpolowany podczas optymalizacji topologicznej
x_e	gęstość elementu
E_0	sztywność materiału
E_{min}	sztywność o niewielkiej wartości przypisana obszarom pustym
p	współczynnik kary
c	podatność
K	globalna macierz sztywności
U	globalny wektor przemieszczeń
u_e	wektor przemieszczeń elementu
k_0	macierz sztywności elementu dla elementu z jednostkowym modułem Younga
x	wektor zmiennych projektowych
N	liczba elementów użytych do dyskretyzacji domeny projektowej
NE	liczba elementów skończonych
NM	liczba materiałów

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

Protezy stóp odgrywają istotną rolę w procesie rehabilitacji osób po amputacji kończyny dolnej. Ich zadaniem jest umożliwienie pacjentom powrotu do codziennej aktywności fizycznej, szczególnie w zakresie lokomocji. Dzięki rozwojowi technologii, protezy charakteryzują się coraz wyższym poziomem zaawansowania technologicznego, dzięki czemu oferują użytkownikom większy poziom komfortu oraz funkcjonalności. Istotnym wyzwaniem jest jednak zindywidualizowanie protezy do potrzeb pacjenta, uwzględniających między innymi sposób poruszania się. Narzędziem umożliwiającym ten cel jest zastosowanie algorytmów optymalizacyjnych w procesie projektowania protez.

Proces optymalizacji protez stóp ma na celu dostosowanie ich parametrów mechanicznych i biomechanicznych w taki sposób, aby jak najlepiej odpowiadały one na potrzeby pacjenta oraz zapewniały komfort i efektywne użytkowanie podczas codziennych czynności. Istotnym aspektem jest również minimalizacja występującej asymetrii chodu będącej powodem degradacji stawów [1-2].

Jednym z kluczowych narzędzi wspierających proces optymalizacji protez stóp są algorytmy optymalizacyjne. Umożliwiają one eksplorację przestrzeni potencjalnych rozwiązań w celu zdefiniowania najkorzystniejszego zestawu parametrów dla danego zagadnienia. Pozwalają one na dopasować konstrukcję protezy do indywidualnych parametrów pacjenta, nie tylko takich jak masa ciała, ale również sposób poruszania. Dzięki analizie licznych parametrów oraz ich wzajemnych zależności, algorytmy te umożliwiają stworzenie modelu protezy, który charakteryzuje się optymalnymi właściwościami mechanicznymi i biomechanicznymi. Zastosowanie algorytmów optymalizacyjnych pozwala na znaczną poprawę komfortu oraz efektywności użytkowania protezy, co przekłada się na lepszą jakość życia pacjenta [3].

Coraz częściej w obszarze inżynierii biomedycznej wprowadza się niekonwencjonalne materiały, takie jak metamateriały auksetyczne. Materiały te charakteryzują się unikalnymi właściwościami mechanicznymi – na przykład zwiększeniem przekroju poprzecznego podczas rozciągania wskutek posiadania ujemnej wartości współczynnika Poissona. Zastosowanie metamateriałów auksetycznych w protetyce, szczególnie w kontekście protez stóp, otwiera nowe możliwości w zakresie optymalizacji konstrukcji, co może umożliwić poprawę funkcjonalności protezy oraz komfortu jej użytkowania [4].

Podsumowując, proces optymalizacji protez stóp jest kluczowym elementem, który pozwala na dostosowanie protezy do indywidualnych potrzeb pacjenta. Zastosowanie zaawansowanych algorytmów optymalizacyjnych oraz nowoczesnych materiałów, takich jak materiały auksetyczne, otwiera nowe perspektywy w projektowaniu protez, które mogą znacząco poprawić komfort oraz jakość życia osób po amputacji kończyny dolnej. Dzięki dynamicznemu rozwojowi tej dziedziny, przyszłość protez stóp wydaje się niezwykle obiecująca, a optymalizacja ich konstrukcji będzie odgrywać coraz większą rolę w rehabilitacji pacjentów.

1.2. Motywacja, cel i teza pracy

1.2.1. Motywacja

Przeprowadzanie amputacji w obrębie kończyny dolnej jest przyczyną wielu nowych wyzwań stawianych przed pacjentem. Pierwszym z nich jest odzyskanie zdolności lokomocji za pomocą zaopatrzenia protetycznego. Jednak rejestrowana charakterystyka chodu po amputacji jest często niesymetryczna. Rejestruje się zwiększone siły reakcji podłoża. Z związku z powstającą asymetrią chodu dochodzi do degradacji stawów pacjenta.

Konstrukcja i różnorodne właściwości mechaniczne protezy stopy znacząco wpływają na wzorzec chodu i komfort jej użytkowników. Umożliwienie uzyskania wzorca chodu zbliżonego do osób pełnosprawnych dla osób po amputacji jest jednym z celów optymalizacji protez stóp. Analiza literatury wskazuje na niewielką liczbę publikacji naukowych w tym zakresie. Obszar ten pozostaje otwartym polem do badań. Uzyskane w badaniach wyniki mogą znaleźć zastosowanie w praktyce. Przewiduje się również wskazanie zakresu możliwego zastosowania materiałów auksetycznych w protetyce.

1.2.2. Cel pracy

W niniejszej pracy zdefiniowano cel główny oraz dwa cele pośrednie, które mają na celu kompleksową analizę badanego zagadnienia.

- 1) **Podstawowy cel badań:** zbadanie wpływu parametrów konstrukcyjnych na właściwości mechaniczne i biomechaniczne protezy stopy.
- 2) **Pozostałe cele badań:**
 - a) Celem tego badania jest wskazanie parametrów konstrukcyjnych, które mają znaczący wpływ na uzyskanie wartości sił reakcji podłoża.

- b) Celem badania jest również parametryzacja cech geometrycznych protezy w celu dostosowania, przy użyciu algorytmu optymalizacyjnego, uzyskanej odpowiedzi konstrukcji do naturalnej kończyny.

1.2.3. Teza pracy

Możliwe jest, w wyniku zastosowania odpowiedniego algorytmu optymalizacyjnego, dostosowanie rejestrowanej odpowiedzi protezy stopy do fizjologicznej kończyny w zakresie uzyskiwanego przebiegu pionowej siły reakcji podłoża. Algorytm optymalizacyjny umożliwia precyzyjne dobranie parametrów geometrycznych konstrukcji zbliżających odpowiedź projektowanej protezy stopy do fizjologicznego ruchu kończyny.

1.2.4. Układ pracy

W pracy przedstawiono proces optymalizacji modelu protezy stopy w celu poprawy uzyskiwanej odpowiedzi biomechanicznej modelu uwzględniającego pionową siłę reakcji podłoża. Praca składa się z czterech rozdziałów prezentujących aktualny stan wiedzy w poruszanych zagadnieniach oraz trzech rozdziałów prezentujących uzyskane wyniki podczas badań.

W drugim rozdziale omówiono podstawy teoretyczne związane z anatomią stopy oraz biomechaniką chodu. Stanowi to punkt wyjściowy do definiowania modelu elementów skończonych (FEM, ang. *Finite Element Method*) chodu – omówionym w rozdziale trzecim.

Rozdział trzeci podzielono na trzy podrozdziały, w których opisano różne sposoby modelowania poszczególnych aspektów modelu FEM, takich jak geometria, modele materiałowe, czy definicja warunków brzegowych.

W kolejnym rozdziale przedstawiono dostępne na rynku komercyjne modele protez. Zdefiniowano również wymagania, jakie stawiane są przed tego rodzaju zaopatrzeniem protetycznym. Przedstawiono badania, w których podejmowano zagadnienie optymalizacji protez stóp.

Ostatni rozdział przedstawiający stan aktualnej wiedzy porusza temat metamateriałów auksetycznych – ich charakterystykę oraz ich potencjalne zastosowanie w protetyce ortopedycznej. Metamateriały ze względu na swoje niekonwencjonalne zachowanie stanowią nowy obszar badań w protetyce kończyn.

Rozdział szósty przedstawia proces tworzenia modelu FEM chodu na podstawie danych anatomicznych, uzyskanych za pomocą metod obrazowania medycznego oraz biomechanicznych, zarejestrowanych za pomocą systemów analizy ruchu. Przedstawiono

w sposób szczegółowy proces tworzenia geometrii na podstawie danych z rezonansu magnetycznego (MRI, ang. *Magnetic Resonance Imaging*), definiowania warunków brzegowych i obciążeń, a także wyznaczania parametrów materiałowych zastosowanych modeli materiałów. Model ten został zoptymalizowany za pomocą dwóch algorytmów: algorytmu genetycznego (GA, ang. *Genetic Algorithm*) oraz algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów (VOA, ang. *Virus Optimization Algorithm*).

Kolejny rozdział przedstawia stworzony algorytm automatycznego generowania modelu protezy stopy oraz przygotowywania pliku wsadowego do programu umożliwiającego analizę z zastosowaniem metody elementów skończonych -FEBio. Zaprezentowano również zastosowany algorytm optymalizacyjny oraz uzyskane wyniki. Zaproponowano najkorzystniejsze parametry wpływające na uzyskiwaną pionową składową siły reakcji podłoża.

Rozdział ósmy prezentuje zastosowane algorytmu wielomateriałowej optymalizacji topologicznej uwzględniające materiały konwencjonalne, jak i auksetyczne. Porównano wyniki dla różnych materiałów i trzech scenariuszy obciążenia.

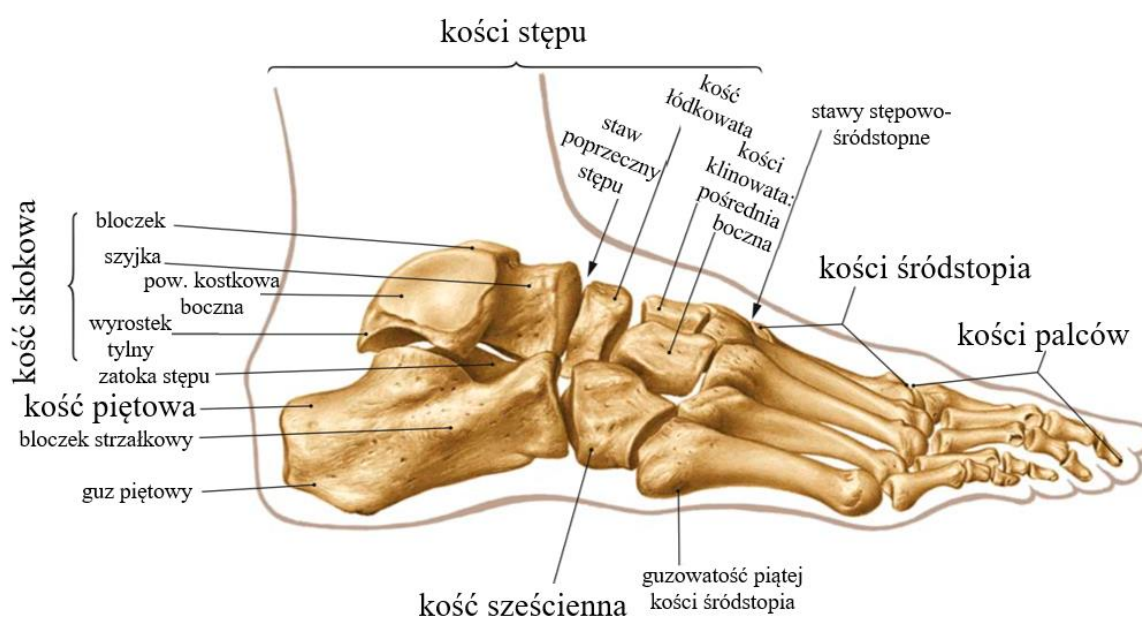
Ostatni rozdział zawiera wnioski wynikające z przeprowadzonych badań oraz podsumowanie. Na końcu pracy zawarto spis literatury, z której korzystano podczas tworzenia pracy.

2. Anatomia i biomechanika stopy

Proces ewolucji umożliwiający utrzymanie pionowej postawy ciała skutkował wykształceniem charakterystycznej dla człowieka budowy stopy w celu spełniania przez nią funkcji podporowej oraz lokomocyjnej. Doprowadziło to do zwiększenia wielkości kości stępu w porównaniu z kośćmi nadgarstka, które odpowiadają za wykonywanie czynności chywytno-manipulacyjnych. W poniższym rozdziale zawarto podstawowe informacje dotyczące budowy i biomechaniki stopy człowieka.

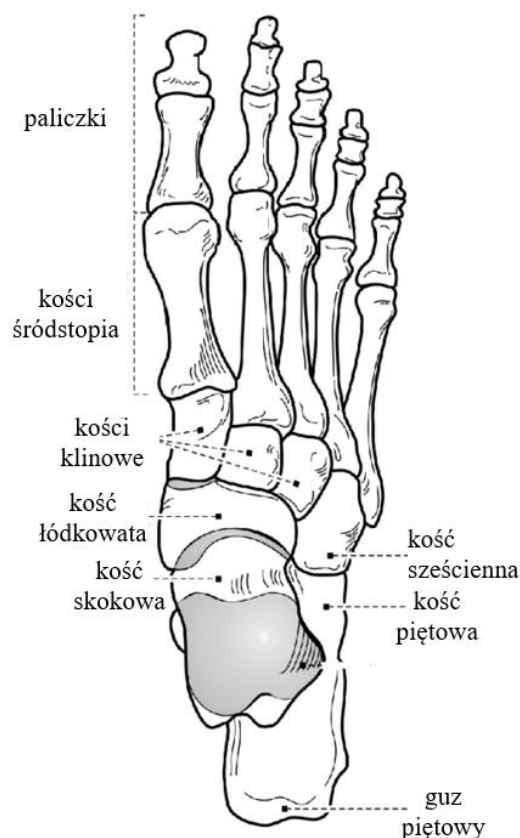
2.1. Struktury anatomiczne stopy

Kości stopy podzielone są na cztery struktury: stęp, piętę, śródstopie oraz palce stopy. Widok boczny szkieletu stopy przedstawiono na Rys. 2.1. Długość kości stępu odpowiada niemal połowie długości całej stopy. Do kośćca stępu zalicza się siedem kości: kość skokowa, kość piętowa, kość łódkowata, trzy kości klinowate (przyśrodkowa, pośrodkowa oraz boczna), a także kość sześcienna. Największą kością stępu jest kość piętowa. Szczególnie charakterystyczna jest tylna część kości piętowej. Jest ona pozbawiona powierzchni stawowych. Stanowi ona miejsce przyczepu ścięgna Achillesa. Uwypukla się jako guz piętowy. Kość piętowa wraz z drugą największą kością stępu, kością skokową, ułożone są w szeregu bliższym. Pozostałe kości tworzą szereg dalszy [5-7].



Rys. 2.1. Szkielet kości – widok boczny [7].

Kolejną strukturą w szkielecie stopy są kości palców. Składają się one z trzech paliczków – bliższy, środkowy oraz dalszy. Wyjątek stanowi palec – posiada tylko dwa paliczki (Rys. 2.2). W szkielecie stopy wyróżnia się również pięć kości śródstopia. Są one zaliczane do kości długich. W ich budowie można wyróżnić podstawę, trzon oraz głowę. Końce dalsze (głowy) łączą się z paliczkami bliższymi palców [5-6, 8].

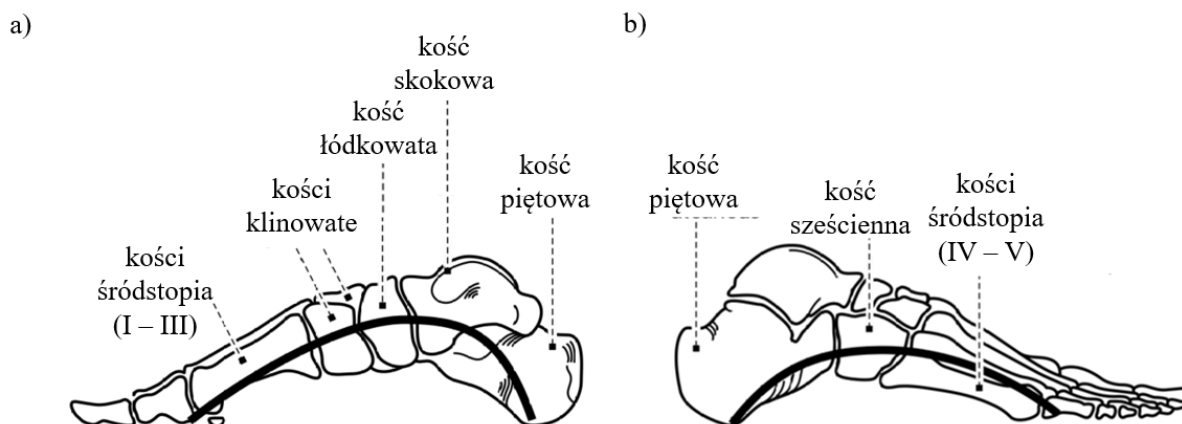


Rys. 2.2. Szkielet kości – widok od strony grzbietowej [6].

W budowie szkieletu stopy człowieka charakterystyczne są tworzone przez kości sklepienia. Tylko część kości stopy przylega do podłoża. Sklepienia te odgrywają istotną rolę w pełnieniu funkcji podporowych stopy oraz w lokomocji – zadaniem sklepień jest nadanie stopie wytrzymałości i sprężystości. W budowie stopy wyróżnia się dwa łuki podłużne oraz dwa łuki poprzeczne [5-6].

Dwa łuki podłużne – przyśrodkowy oraz boczny – stanowią charakterystyczne elementy struktury kostnej stopy (Rys. 2.3). Ich kształt definiowany jest od guza piętowego do kości śródstopia. Podczas chodzenia masa ciała opierana jest początkowo na łuku bocznym. Następnie obciążany jest łuk przyśrodkowy. Łuk podłużny przyśrodkowy definiowany jest za pomocą kości piętowej, kości skokowej, kości łódkowatej, trzech kości klinowatych oraz trzech kości śródstopia. Istotnym elementem sklepienia są jego punkty podparcia. W przypadku łuku podłużnego przyśrodkowego są to guz piętowy, głowy drugiej i trzeciej

kości śródstopia oraz trzeszczki umiejscowione poniżej pierwszej kości śródstopia. W przypadku łuku podłużnego bocznego jest to również guz piętowy, ale także głowy czwartej i piątej kości śródstopia. Sklepienie to tworzone jest przez kość piętową, kość sześcienną oraz czwartą i piątą kość śródstopia [5-6].



Rys. 2.3. Podłużne sklepienia stopy: a) łuk przyśrodkowy, b) łuk boczny [6].

Oprócz dwóch łuków podłużnych, kości wyróżnia się również dwa łuki poprzeczne: bliższy i dalszy. Łuk poprzeczny bliższy obejmuje kość łódkowatą, kość sześcienną, trzy kości klinowate, a także podstawy kości śródstopia. Natomiast, łuk poprzeczny dalszy obejmuje głowy kości śródstopia. Sklepienia stanowią istotny element wpływający na biomechanikę stopy. W sytuacji, gdy następuje obniżenie sklepienia stopy, diagnozowane jest płaskostopie (podłużne lub poprzeczne). Natomiast, gdy łuki podłużne są wyższe, stopa określana jest jako stopa wydrążona [5-6].

Wśród stawów stopy należy wymienić przede wszystkim staw skokowy dolny oraz stawy palców. Zaliczane do grupy stawów palców, stawy śródstopno-paliczkowe, odpowiadają głównie za ruch zgięcia grzbietowego oraz podszwowego. Stawy śródstopia oraz stępu umożliwiają jedynie niewielkie ruchy ślizgowe wokół osi strzałkowej [6].

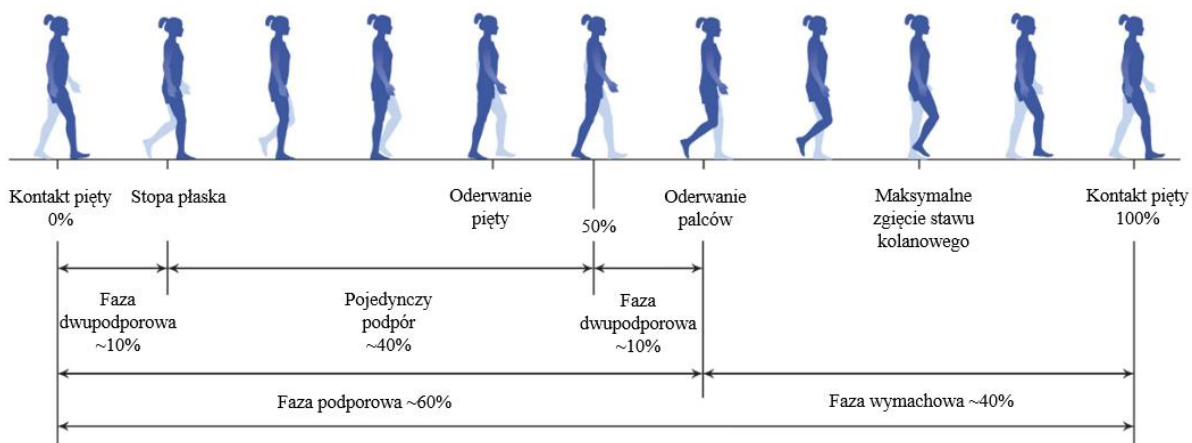
Natomiast w stawie skokowym dolnym, składającym się ze stawu skokowego tylnego (staw skokowo-piętowy) oraz stawu skokowego przedniego (staw skokowo-piętowo-łódkowy), głównym ruchem jest ruch ewersji (nawracanie, prostowanie i odwiedzenie) oraz inwersji (odwracanie, zgięcie i przywiedzenie). Ruchy te zachodzą podczas chodzenia. Stopa wykrocza w pierwszej fazie opiera się na pięcie, następnie na brzegu bocznym stopy. W kolejnej fazie punkt podparcia stanowią okolice głów kości śródstopia, a w ostatnim etapie stopa opiera się na paluchu.

2.2. Biomechanika chodu

Kończyna dolna spełnia funkcje: lokomocyjną, podtrzymywania ciężaru ciała oraz jest odpowiedzialna za utrzymywanie równowagi. Podstawową formą lokomocji człowieka jest chód. W poniższym podrozdziale omówione zostały charakterystyczne cechy chodu.

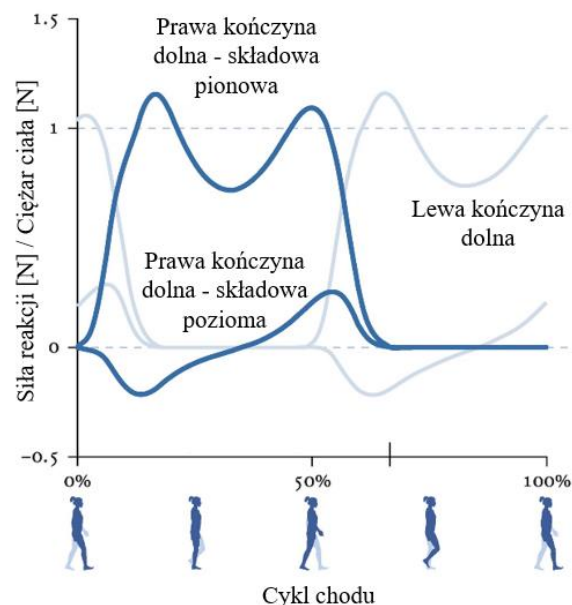
Zrozumienie procesów zachodzących podczas chodu jest kluczowe zarówno dla diagnostyki, leczenia zaburzeń chodu, jak i dla projektowania zaawansowanych protez oraz robotów rehabilitacyjnych. Chód to powtarzalna, cykliczna czynność. Cykl chodu zdefiniowany jest przez dwa kolejne kontakty pięty tej samej stopy z podłożem. Jest on opisywany za pomocą parametrów czasowo-przestrzennych, takich jak: prędkość chodu, długość kroku oraz częstotliwość stawiania kroków. Na parametry te mają wpływ cechy indywidualne człowieka takie jak płeć, wzrost, wiek czy technika chodu [9].

Podczas pojedynczego cyklu chodu wyróżnić można dwie fazy: fazę podporową oraz fazę wymachową. Podczas fazy podporowej stopa styka się z podłożem, natomiast podczas wymachowej następuje przeniesienie kończyny nad podłożem (Rys. 2.4). Faza podporowa obejmuje około 60% całkowitego czasu trwania całego cyklu chodu. W związku z tym, że faza podporowa jest dłuższa niż faza wymachowa – występują okresy, podczas których obie stopy stykają się z podłożem [9].



Rys. 2.4. Cykl chodu [9].

Analizując przemieszczanie się ciała człowieka można zaobserwować działanie trzech rodzajów sił: siły reakcji podłoża, siły tarcia, a także siły oporu powietrza. Siły reakcji podłoża działają na stopę podczas fazy podporowej. Siły reakcji podłoża są wynikiem działania sił napędzających kończynę. Mogą być one rejestrowane za pomocą platform dynamometrycznych. Siły reakcji podłoża mają trzy składowe: pionową, przednio-tylną oraz boczną. Mają one charakterystyczny przebieg, który pozwala na identyfikację osób czy płci za pomocą sztucznych sieci neuronowych (Rys. 2.5) [10].



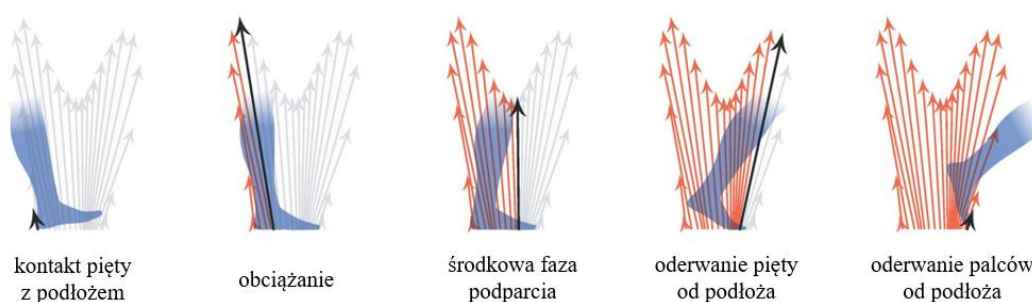
Rys. 2.5. Przebieg składowej pionowej i poziomej sił reakcji podłoża [5, 7].

Fazę podporową można podzielić również na trzy etapy. Pierwszy z nich, faza przeciążenia, występuje od momentu inicjacji kontaktu stopy z podłożem (0-10% cyklu). Obie kończyny mają kontakt z podłożem (faza dwupodporowa) – następuje przeniesienie ciężaru ciała z jednej kończyny dolnej na drugą [8-9].

Kolejna faza to faza odciążenia, podczas której cała stopa pozostaje w kontakcie z podłożem. Rozpoczyna się ona od chwili postawienia całej stopy na podłożu. Trzeci etap, faza propulsji, rozpoczyna się natomiast w momencie, gdy pięta kończyny podporowej odrywa się od podłoża. Oderwanie palców od podłoża definiuje natomiast moment końcowy tej fazy. Pod koniec trzeciej fazy zaobserwować można ponownie fazę dwupodporową – następuje ponowne przeniesienie ciężaru na drugą kończynę. Fazę wymachową można podzielić również na trzy etapy: fazę czynnego wymachu, fazę biernego wymachu oraz fazę hamowania. W fazie czynnego wymachu nadawany jest, poprzez czynności koncentryczne stawu biodrowego, pęd, a w stawie kolanowym występuje maksymalne zgięcie. Ruchem wahadłowym kończyna jest przenoszona w przód i w górę. Następnie, kończyna jest przenoszona do przodu za pomocą sił bezwładności. W ostatnim etapie fazy wymachowej następuje wyhamowanie kończyny – za pomocą czynności ekscentrycznej prostowników stawu biodrowego i zginaczy stawu kolanowego [8-9].

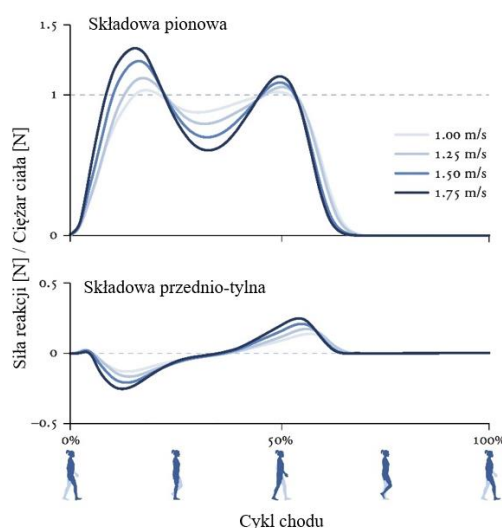
Wśród wymienionych składowych sił reakcji podłoża, największe wartości są obserwowane dla składowej pionowej (Rys. 2.5). Wartość tej składowej może osiągać 115-120% wartości siły ciężkości człowieka [8].

Składowa pionowa siły reakcji podłoża w swoim przebiegu posiada dwa charakterystyczne maksima. Wynikają one z amortyzacji uderzenia stopy o podłoże (faza przeciążenia) – rośnie ona gwałtownie po kontakcie stopy z podłożem i osiąga wartość większą niż ciężar ciała, a także odbicia stopy od podłoża (faza propulsji). Na wykresie przebiegu pionowej siły reakcji podłoża zaobserwować można również fazę odciążenia – wartość tej składowej jest niższa o około 20% od wartości ciężaru ciała (Rys. 2.6) [8], [9].



Rys. 2.6. Wektor wypadkowej siły reakcji podłoża [9].

Przy dużej prędkości, pionowe składowe siły reakcji podłoża gwałtownie rosną po kontakcie stopy z podłożem i w swoim przebiegu posiada dwa charakterystyczne maksima. Maksima te stają się bardziej widoczne wraz ze wzrostem prędkości (Rys. 2.7) [9].



Rys. 2.7. Przebieg składowych sił reakcji podłoża dla różnych prędkości chodu [5, 8].

Pozostałe składowe siły reakcji podłoża osiągają zdecydowanie mniejsze wartości niż składowa pionowa. Obserwując przebieg składowej przednio-tylnej można zauważyć, że w fazie przeciążenia składowa ta ma wartości ujemne. Wynika to z faktu, że zwrot tej siły jest skierowany przeciwnie do kierunku przemieszczenia się. Następuje hamowanie środka masy. Średnia siła przednio-tylna podczas całego cyklu chodu nie będzie równa zero, jeśli nastąpi zmiana prędkości chodu. Składowa boczna natomiast informuje, jakie jest wychylenie środka masy w płaszczyźnie czołowej [9].

3. Chód – analiza z zastosowaniem metody elementów skończonych

Modelowanie zachowania stopy za pomocą metody elementów skończonych pozwala w sposób nieinwazyjny na badanie i obserwowanie obciążenia struktur anatomicznych. Modele FEM umożliwiają zbadanie zachowania tkanek w sytuacjach, w których testy fizyczne są niemożliwe do wykonania. Analizy te mają obecnie dwa podstawowe cele: poprawa jakości projektowanego zaopatrzenia ortopedycznego, protetycznego czy obuwia, a także planowanie interwencji chirurgicznych. W przyszłości symulacje mogą wspomóc również diagnostykę. Zastosowanie modeli FEM stopy w praktyce klinicznej jest obecnie ograniczone ze względu na długotrwałość procesu tworzenia indywidualnych modeli odpowiadających anatomii wybranego pacjenta.

W obszarze biomechaniki stopy badania z zastosowaniem FEM obejmują głównie takie zagadnienia jak: badanie interakcji pomiędzy stopą a obuwiem [13], badanie różnych scenariuszy obciążenia anatomicznej stopy [14], charakterystyka właściwości tkanek miękkich [15] oraz ocena wpływu różnych patologicznych czynników [16]. Symulowanie chodu za pomocą analizy FEM przeprowadzane jest głównie w celu oceny naprężeń występujących wewnątrz struktur anatomicznych podczas różnych faz chodu, stania, a także w celu analizy zależności pomiędzy funkcją stopy a jej kształtem, obciążeniem czy właściwościami tkanek miękkich. Przykładem takiego badania jest praca [17]. Stworzony model FEM został zastosowany do oceny zachowania struktur anatomicznych podczas stopy posiadającej różne promienie łuku podłużnego stopy. Analiza FEM wykazała, że zarówno naprężenia, jak i odkształcenia w powięzi podeszwowej i kości śródstopia, były wyższe w stopie o wysokim łuku, podczas gdy naprężenia i odkształcenia w kości piętowej, łódkowatej i sześcienniej były wyższe w stopie o niskim łuku. Dodatkowo, ciśnienie w przedniej części stopy zwiększało się wraz ze wzrostem wysokości łuku.

W dalszej części rozdziału przedstawiono przykłady badań, w których modelowano chód człowieka za pomocą FEM. Przedstawione podejścia do modelowania stopy z zastosowaniem FEM różnią się między sobą w aspekcie uzyskiwania geometrii, definicji modeli materiałowych czy definicji występujących obciążeń.

3.1. Geometria

Modelowanie FEM jest metodą przybliżoną, która wymaga, szczególnie w przypadku tak złożonego systemu, jakim jest stopa, zastosowania pewnych uproszczeń. W celu opracowania modelu stopy należy zdefiniować wiele parametrów (geometrycznych czy materiałowych), z których część nie może być bezpośrednio zmierzonych, a zatem są

przypisywane na podstawie literatury lub są uzyskane z ograniczoną dokładnością pomiarową. Odpowiedni dobór tych parametrów ma kluczowe znaczenie dla poprawności uzyskanych wyników, gdyż błędne założenia mogą prowadzić do znaczących rozbieżności między modelem a rzeczywistą biomechaniką stopy.

Pierwszym etapem tworzenia modeli FEM jest wygenerowanie odpowiedniej geometrii. Podczas modelowania geometrii stopy należy rozważyć następujące aspekty: typ modelu (2D/3D), konieczność modelowania całej stopy czy tylko wybranego fragmentu oraz konieczność modelowania struktur ze szczegółami anatomicznymi czy idealizacja modelu. Dokładność odwzorowania struktury stopy w znacznym stopniu wpływa na jakość uzyskanych wyników analizy numerycznej, dlatego istotne jest dostosowanie poziomu szczegółowości modelu do zamierzonego celu analizy. Modele o wysokim stopniu szczegółowości pozwalają na bardziej realistyczne odwzorowanie obciążeń i reakcji tkanek, jednak zwiększają także czas obliczeniowy oraz wymagania sprzętowe.

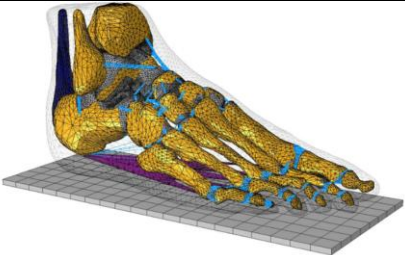
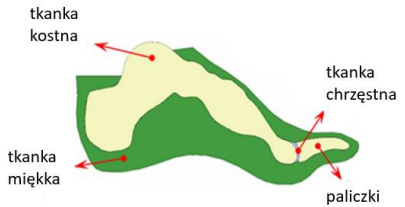
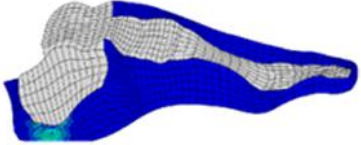
W kontekście FEM, modele 2D są mniej pracochłonne i kosztowne obliczeniowo niż 3D, choć biomechaniczne zagadnienia są z natury 3D. Modele 2D, używane do specyficznych przekrojów stopy, są przydatne w zastosowaniach klinicznych, mimo że mają ograniczenia w badaniu funkcji stopy i scenariuszy obciążenia. Ograniczenia te można jednak zmniejszyć, koncentrując się na określonych obszarach stopy i scenariuszach, gdzie ruch poza płaszczyzną jest minimalny. Skupienie modelu FEM na konkretnym obszarze stopy może znacznie zmniejszyć przyspieszyć rekonstrukcję geometrii oraz znacznie obniżyć wymagania obliczeniowe modelu. W związku z tym możliwe jest stworzenie modelu o większym stopniu złożoności i dokładności dla wybranego obszaru [8]. Modele te pozwalają na przeprowadzenie analiz poszczególnych faz chodu lub właściwości materiałowych wybranych obszarów. Modelowane są również fragmenty stopy [18-20]. Wybór konkretnego podejścia zależy od celu badania – analiza lokalnych naprężeń w określonych strukturach wymaga szczegółowego odwzorowania geometrii, podczas gdy symulacje globalnej dynamiki chodu mogą wykorzystywać uproszczone modele.

Projektowanie anatomicznie szczegółowego modelu FEM obejmuje segmentację i rekonstrukcję geometrii poszczególnych tkanek na podstawie obrazowania medycznego: tomografii komputerowej (CT, ang. *Computed Tomography*) oraz MRI. Obrazowanie za pomocą CT umożliwia precyzyjną rekonstrukcję geometrii kości, natomiast MRI – tkanek miękkich. Modelowanie wyidealizowanej geometrii stopy polega na zastąpieniu rzeczywistej geometrii poszczególnych tkanek modelami geometrycznymi złożonymi z podstawowych kształtów geometrycznych, takich jak cylindry, kule itp. W takim przypadku obrazowanie

medyczne jest wykorzystywane do pomiaru specyficznych cech geometrycznych modelowanych struktur oraz do kalibracji orientacji i wielkości tych podstawowych kształtów. Anatomicznie szczegółowe modelowanie FEM jest niezbędne do badania obciążenia wewnętrznego tkanek stopy [8].

Wymaganie wykonania badania CT lub MRI wyłącznie do celów modelowania wydaje się być niepraktyczne oraz mogłoby znacząco ograniczyć kliniczną aplikacyjność analizy FEM. Obrazowanie ultradźwiękowe jest z znacznie bardziej dostępne, a co więcej badanie to jest nieinwazyjne. W związku z tym mogłoby wspierać modelowanie zindywidualizowanej geometrii (w przypadku analiz tkanek miękkich znajdujących się blisko powierzchni stopy) [21]. W Tab. 3.1. zawarto porównanie poziomu szczegółowości modeli FEM mających na celu symulację całej fazy podporowej. Przedstawione modele uwzględniają różne poziomy dokładności odwzorowania anatomicznego, co pozwala na ocenę ich przydatności w określonych analizach biomechanicznych.

Tab. 3.1. Porównanie modeli geometrycznych stopy zastosowanych w symulacji FEM chodu człowieka [14, 22-24].

Lp.	Źródło	Metoda pozyskiwania geometrii	Uwzględnione struktury	2D/3D	Wizualizacja
1.	[14]	MRI	kości, ścięgna, tkanka chrzęstna, powięź podeszwowa, tkanka miękka	3D	
2.	[24]	CT	kości (traktowane jako jeden segment, z wyjątkiem paliczków), tkanka miękka, chrząstki	2D	
3.	[23]	—	kości, tkanka miękka, pierwszym staw śródstopno - palczkowym	2D	
4.	[22]	ULT-CT oraz MRI	kość piszczelowa i strzałkowa, kości stopy (z rozróżnieniem właściwości kości korowej oraz beleczkowej), tkanka chrzęstna, skóra, więzadła, powięź podeszwowa, ścięgna, tkanka mięśniowa	3D	

3.2. Właściwości materiałowe

Zastosowane modele materiałowe istotnie wpływają na dokładność tworzonego modelu. Podczas modelowania modelu FEM anatomicznej stopy największym wyzwaniem jest uzyskanie właściwości materiałowych dla danego przypadku w sposób nieinwazyjny.

W przeważającej większości badań FEM dotyczących stopy, kości i chrząstki są symulowane jako izotropowe materiały liniowo-sprężyste z zastosowaniem właściwości materiałowych specyficznych dla populacji z literatury (Tab. 3.2-3.3). Natomiast w badaniach, w których skupiono się na tkankach miękkich stopy, a wewnętrzne naprężenia oraz odkształcenia kości są bardzo pomijalnie małe, kości modelowane są jako ciała sztywne [19]. Gdy badane są naprężenia kontaktowe w stawach, dokładna symulacja złożonego zachowania mechanicznego chrząstki jest bardzo ważna [25]. Podobnie, w przypadkach, gdy symulowane są scenariusze obciążenia dynamicznego lub mechanizmy urazów w wyniku uderzenia, należy również uwzględnić lepko-sprężystą naturę zarówno kości, jak i chrząstki [26].

Tab. 3.2. Właściwości materiałowe – tkanka kostna.

Lp.	Źródło	Model materiałowy	Parametry
1.	[14, 18, 22-24, 27-28]	liniowo-sprężysty	$E = 7300$ [MPa] $\nu = 0,3$ [–]
2.	[23]	ciało sztywne	—
3.	[22]	sprężysto-plastyczny	<u>kość strzałkowa i piszczelowa:</u> $E = 1200$ [MPa] $\nu = 0,3$ [–] <u>kość korowa:</u> $E = 12000-20000$ [MPa] $\nu = 0,3$ [–] <u>kość beleczkowa:</u> $E = 7200$ [MPa] $\nu = 0,3$ [–]

Tkanki miękkie stopy obejmują trzy rodzaje struktur anatomicznych: skórę, tkankę tłuszczową i tkankę mięśniową. Większość badań FEM dotyczących stopy uwzględniała pewien rodzaj tkanki zbiorczej będącej połączeniem dwóch lub nawet wszystkich trzech tkanek razem. W przypadku symulacji nieliniowego zachowania tkanki tłuszczowej lub zhomogenizowanej tkanki miękkiej, stosowane są modele hipersprężyste takie jak model

Ogdena (Tab. 3.4), podobnie jak w przypadku tkanki mięśniowej czy skóry. Skóra modelowana jest również jako materiał hipersprężysty wzmacniany włóknami o właściwościach anizotropowych. Ten rodzaj modelowania jest szczególnie istotny w badaniach mających na celu zbadanie mechanizmów urazów skóry [8]. Zależna od czasu natura zachowania tkanek miękkich stopy staje się bardzo ważna w symulacji scenariuszy dynamicznego obciążenia, takich jak chód.

Tab. 3.3. Właściwości materiałowe – tkanka chrzęstna.

Lp.	Źródło	Model materiałowy	Parametry
1.	[27]	liniowo-sprężysty	$E = 10$ [MPa] $\nu = 0,4$ [–]
3.	[14]	liniowo-sprężysty	$E = 1$ [MPa] $\nu = 0,4$ [–]
4.	[24]	hipersprężysty (neo-Hookeana)	$E = 10$ [MPa] $\nu = 0,49$ [–]
5.	[23]	linowo-sprężysty	$E = 1$ [MPa] $\nu = 0,3$ [–]
6.	[22]	hipersprężysty (Mooney-Rivlin)	$E = 45$ [MPa] $\nu = 0,4$ [–]

Tab. 3.4. Właściwości materiałowe – tkanka miękka.

Lp.	Źródło	Model materiałowy	Parametry
1.	[14, 20]	hipersprężysty (Ogden)	$\mu_1 = 0,01645$ [MPa] $\alpha_1 = 6,82$ [–]
2.	[24], [27-28]	hipersprężysty (funkcja energii odkształcenia drugiego rzędu)	$C_{10} = 0,08556$ [MPa] $C_{01} = -0,05841$ [MPa] $C_{20} = 0,03900$ [MPa] $C_{11} = -0,02319$ [MPa] $C_{02} = 0,00851$ [MPa] $D_1 = 3,65273$ [MPa ⁻¹] $D_2 = 0$ [MPa ⁻¹]
4.	[10, 20]	linowo-sprężysty	$E = 1,15$ [MPa] $\nu = 0,49$ [–]
6.	[23]	hipersprężysty (Ogden)	—
7.	[22]	hipersprężysty (Ogden-QLV)	$E = 0,00952$ [MPa] $\nu = 0,495$ [–]

3.3. Warunki brzegowe i obciążenia

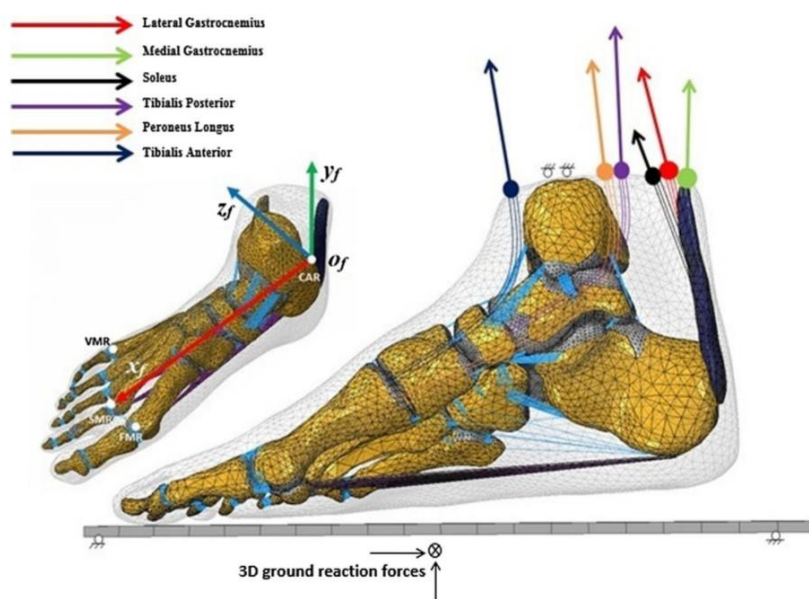
W modelowaniu FEM chodu człowieka istnieje kilka metod definiowania warunków brzegowych i obciążeń, które wpływają na dokładności symulacji. Różnorodność podejść wynika z potrzeby uwzględnienia złożoności ruchu, interakcji między strukturami anatomicznymi oraz zmiennych warunków środowiskowych, takich jak podłoże, na którym porusza się człowiek. W zależności od celu badania, można zastosować różne techniki, od prostych modeli statycznych po zaawansowane dynamiczne symulacje, które odwzorowują rzeczywiste obciążenia i interakcje w trakcie chodu. Wybór odpowiednich warunków brzegowych i obciążeń jest kluczowy dla uzyskania wiarygodnych wyników i ich późniejszej interpretacji w kontekście biomechaniki ludzkiego chodu.

W badaniu [14] obciążenia zostały zdefiniowane za pomocą danych uzyskanych za pomocą systemu analizy ruchu. W pierwszym etapie przeprowadzono test chodu (10 prób) w celu uzyskania uśrednionego reprezentatywnego przebiegu sił reakcji podłoża dla badanego pacjenta. Dane z platform dynamometrycznych oraz dane kinematyczne zastosowano do uzyskania przebiegu sił sześciu mięśni: mięsień brzuchaty łydki boczny, mięsień brzuchaty łydki przyśrodkowy, mięsień płaszczkowaty, mięsień piszczelowy tylny, mięsień strzałkowy długi, mięsień piszczelowy przedni. W badaniu wyróżniono pięć faz chodu: kontakt pięty z podłożem, wczesna faza podparcia, środkowa faza podparcia, późna faza podparcia, oderwanie palców od podłoża. Orientacja stopy w przestrzeni względem podłoża w pięciu różnych fazach chodu została określona przez trzy kąty Eulera (α , β , γ) anatomicznego układu współrzędnych stopy względem globalnego układu współrzędnych ustalonego na podłożu podczas pomiarów chodu. Zmierzone siły reakcji podłoża w trzech osiach były przyłożone do płyty podłoża, a siły mięśni sześciu głównych mięśni były przyłożone w miejscach ich przyczepu (Rys. 3.1).

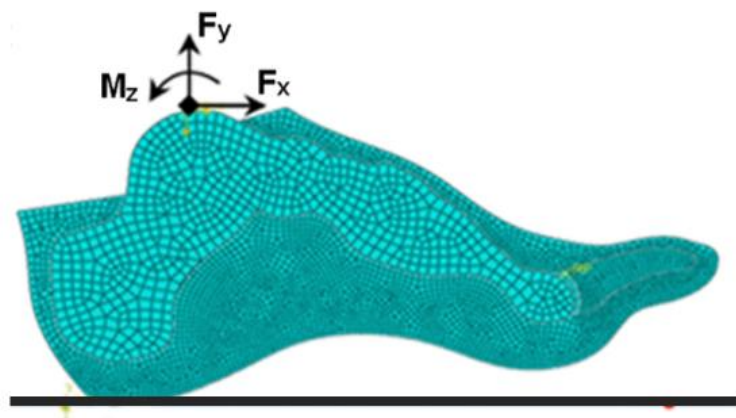
W badaniu [24] dane wejściowe do modelu FEM zostały uzyskane również na podstawie danych z systemu analizy ruchu. Pionową oraz poziomą siłę, a także moment w stawie skokowym wyznaczono za pomocą metody dynamiki odwrotnej na podstawie danych kinematycznych ruchu stopy oraz zmierzonych sił reakcji podłoża [29].

Przebiegi czasowe tych sił i momentu stawu skokowego zostały następnie użyte jako dane wejściowe do modelu FEM – przyłożone do środka kości skokowej jako jedyne siły i moment. Podłoże było unieruchomione, a stopa mogła swobodnie poruszać się względem podłoża bez żadnych narzuconych ograniczeń kinematycznych. Początkowe warunki systemu, w tym poziome i pionowe prędkości stawu skokowego v_x , v_y kąt nachylenia stopy θ_z

i prędkość kątową ω_z , zostały określone na podstawie zmierzonych danych ruchu w momencie uderzenia pięty o podłoże (Rys. 3.2).

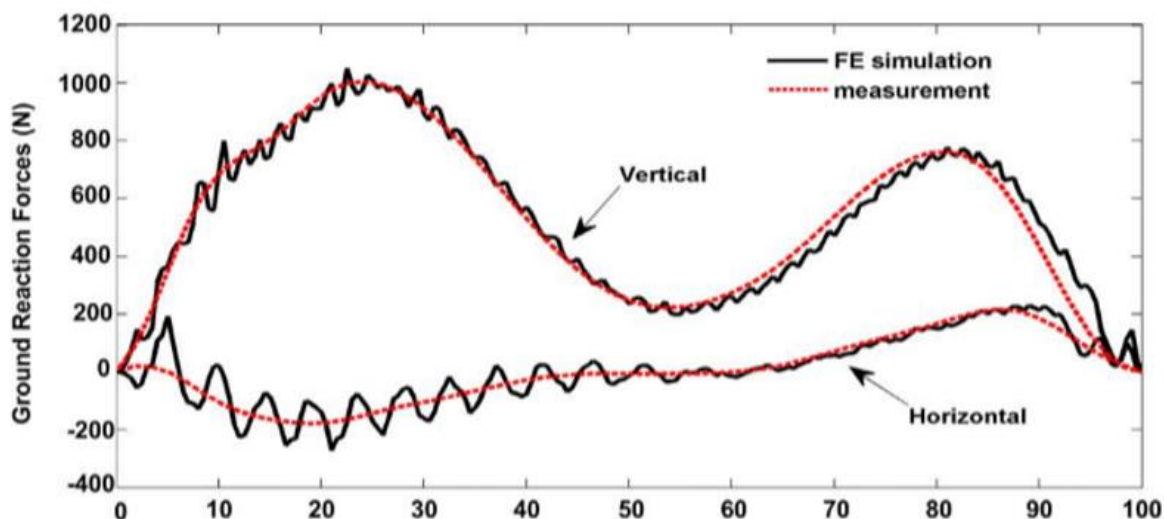


Rys. 3.1. Warunki brzegowe i obciążenia zastosowane w badaniu [1].



Rys. 3.2. Obciążenie zdefiniowane w badaniu [24].

Przewidywane poziome i pionowe siły reakcji podłoża w fazie podparcia są porównane z danymi z platformy dynamometrycznej na Rys. 3.3. Przewidywane siły reakcji podłoża wykazały dobrą zgodność z danymi zmierzonymi pod względem ogólnego charakteru krzywej, z błędem średniokwadratowym równym odpowiednio 13% i 10% [24].

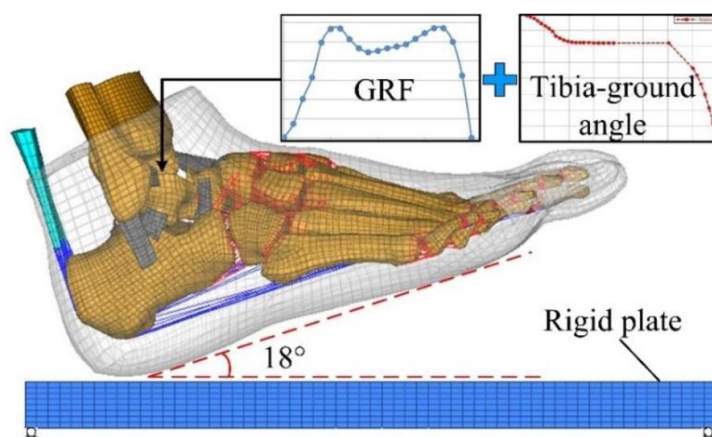


Rys. 3.3. Porównanie pomiędzy przebiegiem siły reakcji podłoża (składowej pionowej oraz przednio-tylnej) uzyskanej podczas eksperymentów i symulacji [24].

Całkowicie inne podejście zaproponowano w pracy [23]. Obecne metody obliczeniowe do symulacji chodu głównie wykorzystują napędzane mięśniami dynamiki systemu wieloczłonowe, w których optymalizowana jest kontrola nerwowo-mięśniowa. Takie symulacje zazwyczaj przedstawiają stawy i tkanki miękkie jako proste elementy (kinematyczne lub sprężyste) dla efektywności obliczeniowej. Te założenia ograniczają zastosowanie w badaniach, gdzie konieczne jest przewidywanie lokalnych obciążeń tkanek. Tkanki miękkie mogą być natomiast symulowane za pomocą FEM z założonymi lub zmierzonymi eksperymentalnie warunkami brzegowymi, ale nie uwzględniają one efektów dynamiki całego ciała i kontroli nerwowo-mięśniowej. Połączenie tych dwóch dziedzin pozwala na przewidywanie strategii ruchu kierowanych naprężeniami tkanek.

Koncepcja ta została zastosowana w symulacji chodu, gdzie model mięśniowo-szkieletowy jest połączony z reprezentacją stopy w FEM. Wszystkie kości stopy, z wyjątkiem paliczków, zostały połączone w jeden segment, który był kontrolowany przez przypisanie pozycji i orientacji kości skokowej względem podłoża. W rezultacie staw skokowy jest modelowany jako staw zawiasowy, a model stopy w FEM i model mięśniowo-szkieletowy dzielą warunki brzegowe ciała sztywnego przy kości piętowej. Współrzędne stawu skokowego były bezpośrednio sprzężone między modelem FEM i modelem mięśniowo-szkieletowym. Paliczki były przedstawione jako osobny segment, który mógł swobodnie poruszać się podczas symulacji. Symulacje predykcyjne uwzględniały maksymalne odkształcenie tkanek podeszwowych do celu optymalizacji ruchu [23].

Warunki brzegowe modelu dla dynamicznego obciążenia chodu zastosowane w badaniu [22] przedstawiono na Rys. 3.4. Podłoże zostało zamodelowane jako sztywną unieruchomioną płytę. Początkowy kąt między stopą a podłożem wynosił 18° . Uprozczone warunki obciążenia podczas chodu zostały zaimplementowane w modelu poprzez zdefiniowanie zmiany kąta pomiędzy kością piszczelową a podłożem oraz sił reakcji podłoża działających na kość skokową uzyskanych na podstawie testów fizycznych [22].



Rys. 3.4. Warunki brzegowe zastosowane w walidacji modelu chodu [22].

Modelowanie z zastosowaniem FEM chodu człowieka stanowi potężne narzędzie umożliwiające ocenę biomechaniki ruchu oraz obciążeń działających na poszczególne struktury anatomiczne. Wybór odpowiednich warunków brzegowych i obciążeń jest kluczowy dla zapewnienia realistycznych wyników symulacji, co wpływa na możliwość zastosowania tych analiz w praktyce klinicznej.

Zastosowanie FEM w badaniach nad chodem pozwala na precyzyjną analizę lokalnych obciążeń tkanek oraz ocenę wpływu różnych strategii ruchu, co jest szczególnie istotne w kontekście projektowania protez, ortez oraz leczenia schorzeń układu ruchu. W literaturze istnieje wiele podejść do symulacji biomechaniki chodu, począwszy od klasycznych modeli mięśniowo-szkieletowych z uproszczoną reprezentacją stopy, aż po zaawansowane modele oparte na FEM.

4. Protezy stóp

Protezy stóp mają kluczowe znaczenie dla komfortu i efektywności działania całej protezy, umożliwiając osobom po amputacji kończyny dolnej odzyskanie zdolności do samodzielnego poruszania się. Zadaniem protetyka jest odpowiednie dopasowanie komponentów zaopatrzenia protetycznego w celu optymalizacji pomiędzy funkcjonalnością a kosztem protezy. Na podejmowane decyzje dotyczące doboru poszczególnych elementów wpływają również indywidualne preferencje użytkowników – od osób wymagających zapewnienie bezpieczeństwa i odzyskania zdolności poruszania się podczas codziennych czynności do sportowców oczekujących od zaopatrzenia protetycznego maksymalizacji komfortu i efektywności podczas uprawiania sportu.

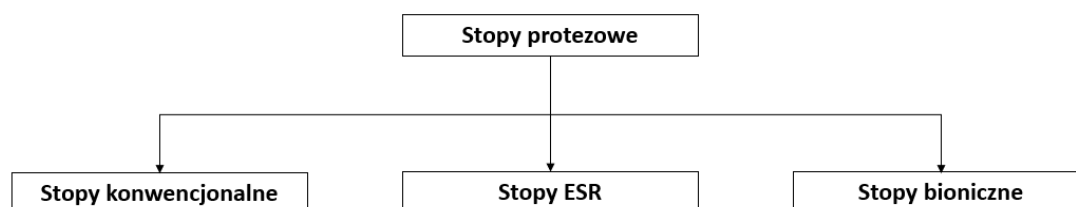
Znaczący wpływ na parametry biomechaniczne chodu ma sztywność protezy. Większa elastyczność skutkuje nie tylko zwiększonym zakresem ruchu, ale także wzrostem generowanej mocy oraz zwrotem energii. Wysoka sztywność jest potrzebna natomiast do maksymalizacji stabilności podczas stania. Podczas projektowania protezy należy więc uwzględnić kompromis między potrzebą wsparcia masy ciała odpowiednią a maksymalizacją zwrotu energii [30-43].

4.1. Rodzaje protez stóp

Protezy stóp są kluczowym elementem wpływającym na funkcjonalność, komfort i jakość życia osób po amputacji kończyny dolnej. Istnieje wiele rodzajów protez stóp, z których każda jest zaprojektowana z myślą o różnych poziomach aktywności, potrzebach użytkownika oraz indywidualnych wymaganiach związanych z prowadzonym trybem życia. Od podstawowych modeli, które oferują stabilność i wsparcie podczas codziennych czynności, po zaawansowane konstrukcje, umożliwiające uprawianie sportów czy intensywne treningi – wybór odpowiedniego rodzaju protezy stopy jest kluczowy dla osiągnięcia maksymalnej mobilności i niezależności. W dalszej części przedstawiono najważniejsze typy protez stóp oraz ich cechy charakterystyczne.

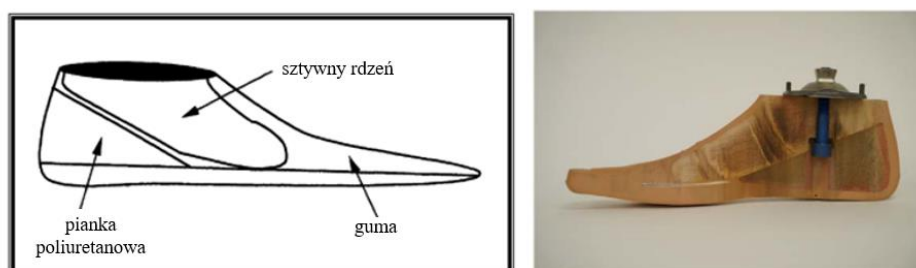
Podczas chodzenia u osoby po amputacji kończyny dolnej rejestrowane są zwiększone siły reakcji podłoża oddziałujące na zdrową kończynę z powodu słabego odbicia się protezy stopy, co skutkuje szybkim przeniesieniem ciężaru na zdrową kończynę – kroki kończyny po amputacji zostają skrócone. W rezultacie powstająca asymetria chodu prowadzi do bólu stawów i degradacji, co ostatecznie powoduje chorobę zwyrodnieniową stawów w zdrowej kończynie u osób po amputacji [1-2].

Protezy stóp różnią się w zależności od ich zastosowania i mogą być klasyfikowane według różnych kryteriów. Protezy stóp można podzielić na trzy podstawowe grupy: stopy konwencjonalne SACH (ang. *Solid Ankle Cushioned Heel*), protezy stopy magazynującej i oddającej energię (ESR, ang. *Energy Storage and Return*) oraz stopy bioniczne (Rys. 4.1).



Rys. 4.1. Podział protez stóp [44].

Stopa SACH to typ protezy konwencjonalnej opracowanej w 1957 roku przez A. Starosa (Rys. 4.2). Konstrukcja ta ma na celu naśladowanie naturalnego działania stopy poprzez zastosowanie nieruchomego stawu skokowego i miękkiej elementu w obszarze pięty – jednak bez użycia przegubów czy innych ruchomych elementów. Stopa SACH zazwyczaj posiada sztywną wewnętrzną strukturę, wykonaną z drewna lub tworzywa sztucznego, otoczoną piankową powłoką kosmetyczną. Elastyczna część w obrębie palców umożliwia zgięcie grzbietowe podczas fazy podporowej, co umożliwia naśladowanie naturalnego wzorca chodu. Klin, wbudowany w pięcie, ściskany jest podczas kontaktu pięty z podłożem, naśladując zgięcie podszwowe i pomagając ustabilizować stopę w płaskiej pozycji. Zbyt miękkiego materiału w obrębie tego elementu może powodować przedwczesne ustawienie stopy w płaskiej pozycji, co prowadzi do asymetrycznego chodu. Zbyt sztywny element z kolei uniemożliwia amortyzację podczas uderzenia pięty o podłoże [4, 42].

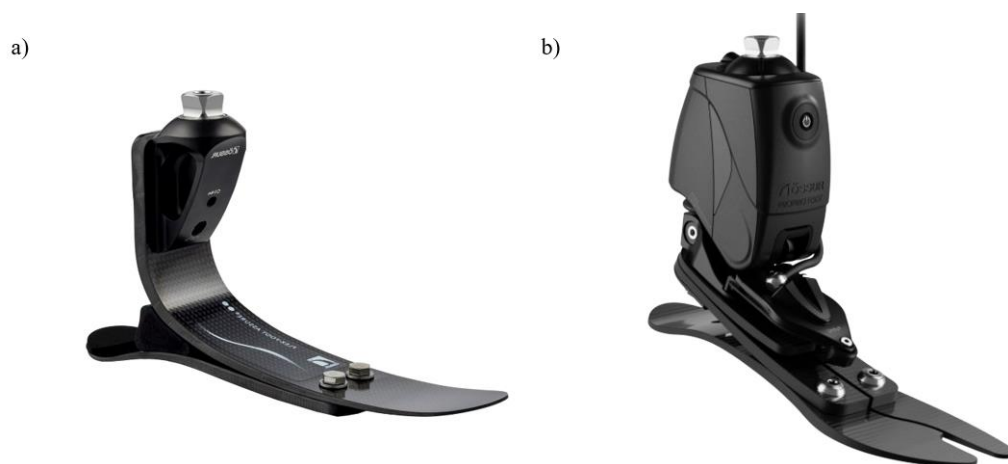


Rys. 4.2. Stopa protezowa konwencjonalna [4, 45].

Proteza stopy ESR jest zaprojektowana tak, aby wzmocnić magazynowanie i uwalnianie energii podczas chodu, co sprawia, że funkcjonuje jak naturalna stopa. Początkowe protezy ESR zostały rozwinięte w odpowiedzi na pragnienie osób po amputacji,

aby uczestniczyć w aktywnościach sportowych. Magazynowanie energii zachodzi dzięki elastyczności stępka podczas przetaczania stopy, co prowadzi do wzmocnionego efektu odepchnięcia (Rys. 4.3a). Ten mechanizm zapewnia symetryczny chód, zmniejszając zużycie energii oraz obciążenie zdrowej kończyny [8, 44].

Stopa bioniczna jest definiowana jako urządzenie mechaniczne wyposażone w jeden lub więcej aktywnych elementów, używane do stabilizacji stopy oraz zapewnienia aktywnego ugięcia (Rys. 4.3b). Współczesne protezy bioniczne często wykorzystują siłowniki hydrauliczne lub elektryczne do stabilizacji stawu skokowego. Tego rodzaju protezy mają na celu naśladowanie naturalnej kinematyki stawu skokowego oraz inteligentną adaptację do zróżnicowanego terenu [44].



Rys. 4.3. Przykładowe protezy stopy: a) proteza magazynująca i oddająca energię — *Flex-Foot Assure* (Össur), b) proteza bioniczna — *Proprio Foot* (Össur) [46-47].

4.2. Optymalizacja protez stóp

Amputacja w obrębie kończyny dolnej powoduje konieczność pokonywania różnych wyzwań podczas codziennego przemieszczania się. Konstrukcja i różnorodne właściwości mechaniczne protezy stopy wpływają na wzorec chodu i komfort jej użytkowników. Umożliwienie uzyskania wzorca chodu zbliżonego do osób pełnosprawnych dla osób po amputacji jest jednym z celów optymalizacji protez stóp.

Początkowo, proponowano odwzorowanie fizjologicznej geometrii przetaczania stopy podczas chodu. Jest ona definiowana jako ścieżka środka nacisku wzdłuż podeszwy stopy, wyznaczana od momentu uderzenia piętą o podłoże do kontaktu pięty z podłożem przeciwnej kończyny. Ścieżka ta mierzona jest w układzie odniesienia kostka-kolano. Wykazano, że geometrie przetaczania pozostają niezmiennie mimo zmian prędkości chodu, wysokości obcasa

buta czy ciężaru tułowia. Jednak geometria przetaczania jest mierzona tylko w układzie odniesienia kostka-kolano i nie zawiera żadnych informacji o orientacji tego układu względem globalnego układu odniesienia [48-49]. Wcześniejsze badania wykazały, że możliwe jest, aby dwie różne protezy stóp miały identyczne geometrie przetaczania, ale dawały bardzo różne wyniki kinematyki dolnej części nogi pod wpływem tych samych sił reakcji podłoża. Dla danego użytkownika, referencyjny zestaw danych kinetycznych i kinematycznych chodu jest skalowany do cech ciała osoby (masa, wzrost i długość stopy) [49-50].

W związku z tym, geometria przetaczania jest niewystarczająca do optymalizacji konstrukcji protez stóp. W pracy [49] przedstawiono metodę optymalizacji kształtu i rozmiaru pasywnej protezy stopy, wykorzystującą błąd trajektorii dolnej części kończyny (LLTE, ang. *lower leg trajectory error*). Parametr ten opisuje następujące równanie:

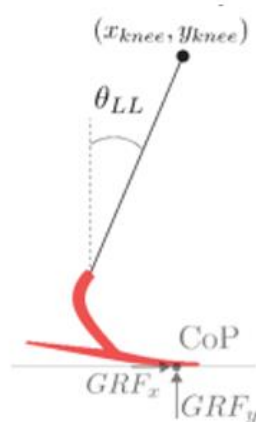
$$LLTE = \left[\frac{1}{n_s} \sum_{n=1}^{n_s} \left\{ \left(\frac{x_n - \hat{x}_n}{\hat{x}} \right)^2 + \left(\frac{y_n - \hat{y}_n}{\hat{y}} \right)^2 + \left(\frac{\theta_n - \hat{\theta}_n}{\hat{\theta}} \right)^2 \right\} \right]^{\frac{1}{2}}, \quad (1)$$

gdzie zmienne x_n oraz y_n opisują położenie stawu kolanowego, natomiast θ_n — kąt pomiędzy kończyną dolną a pionem, obliczone dla danej protezy przy zadanych warunkach obejmujących wartości składowych sił reakcji podłoża oraz środek nacisku stopy na podłoże dla n -tego przedziału czasowego. Zmienna n_s oznacza liczbę przedziałów czasowych zdefiniowanych dla fazy podporowej. Natomiast parametry $\hat{x}_n, \hat{y}_n$ oraz $\hat{\theta}_n$ to dane uzyskane podczas eksperymentu. Błąd normalizowany jest za pomocą średnich wartości fizjologicznych ($\hat{x}, \hat{y}, \hat{\theta}$). LLTE określa różnicę między trajektorią obliczoną dla danej protezy stopy przez znalezienie zdeformowanego kształtu stopy pod wpływem typowych sił reakcji podłoża a docelową fizjologiczną trajektorią kończyny dolnej uzyskaną z opublikowanych danych dotyczących chodu [49-51].

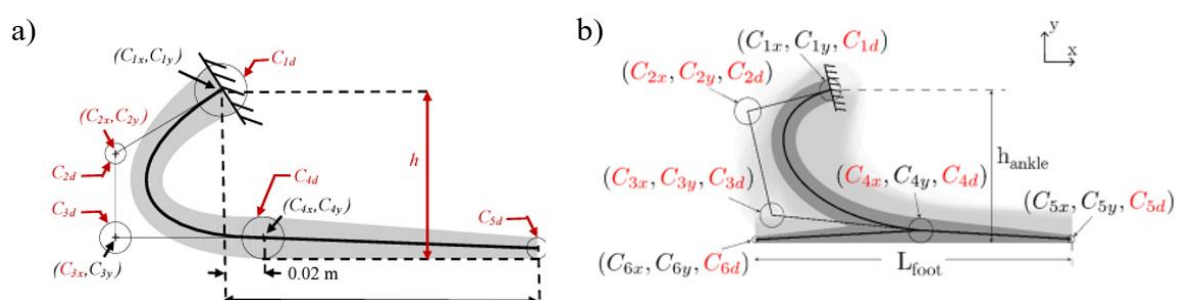
Celem pracy [49] było zaprojektowanie struktury protezy stopy składającej się z jednej części, która w odpowiedzi na określone scenariusze obciążenia odkształca się w taki sposób, aby osiągnąć pożądany ruch wyjściowy naśladujący lokomocję fizjologicznej kończyny. Geometria protezy zbudowana została na podstawie krzywej Béziera (Rys. 4.5a). Zdeformowany kształt protezy wskutek działania zdefiniowanego obciążenia uzyskiwano za pomocą FEM. Obliczenia wykonywano stosując oprogramowanie ADINA. Następnie obliczano wartość LLTE i minimalizowano błąd za pomocą algorytmu genetycznego. Po znalezieniu optymalnego rozwiązania do struktury dodawano część naśladującą piętę.

W dalszych badaniach geometria protezy została zmodyfikowana — parametryczny model protezy stopy został zbudowany na podstawie kontrolne od C1 do C4, a następnie kolejną krzywą wykorzystując punkty kontrolne C4 i C5. Część pięty stopy opisano krzywą

Béziera, wykorzystując punkty kontrolne C4 i C6 [51]. trzech krzywych Béziera (Rys. 4.5b). Główna część protezy zamodelowana została jako krzywa Béziera, wykorzystując punkty



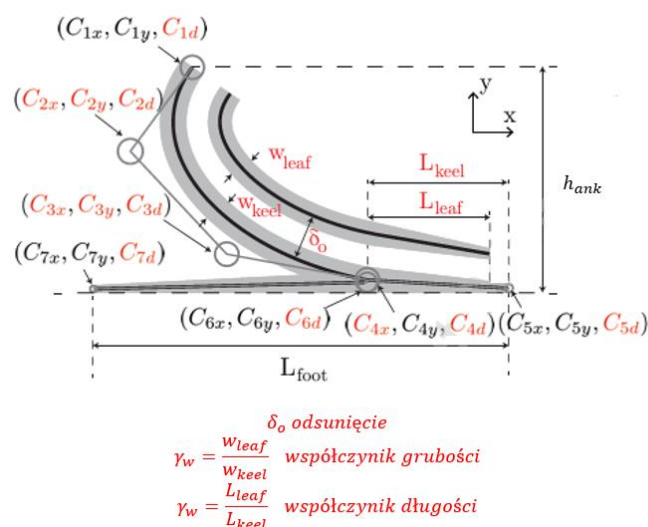
Rys. 4.4. Model stopy protetycznej używany do obliczania pozycji i orientacji kończyny dolnej w danych warunkach obciążenia [51].



Rys. 4.5. Model stopy wraz z parametrami: a) zastosowany podczas optymalizacji uwzględniającym środkową fazę podparcia [49], b) zastosowany podczas optymalizacji uwzględniającej uderzenie pięty o podłoże, środkową fazę podparcia oraz oderwanie palcy od podłoża [51].

Obliczenia parametru LLTE zostało rozszerzone w celu oceny zdolności protezy stopy do odtworzenia docelowego wzorca chodu na całym kroku (z uwzględnieniem uderzenia pięty o podłoże oraz oderwaniem palców). Wyniki pokazały, że stopy zoptymalizowane ze względu na LLTE, wykonane z Nylonu 6/6, były preferowane przez użytkowników w porównaniu do komercyjnych protez ESR, oferując lepszy zwrot energii, zmniejszenie obciążenia zdrowej nogi oraz potencjalne zmniejszenie ryzyka długoterminowych urazów [51]. Badania sugerują, że metoda optymalizacji kształtu i rozmiaru pasywnej protezy stopy oparta na LLTE może być skutecznie wykorzystana do projektowania spersonalizowanych, wysokowydajnych protez

przy użyciu tanich materiałów. Ponadto, istnieje możliwość zastosowania tej metody do analizy i optymalizacji bardziej złożonych geometrii, co może prowadzić do dalszego udoskonalenia dopasowania protez do specyficznych wymagań biomechanicznych użytkowników (Rys. 4.6) [52].

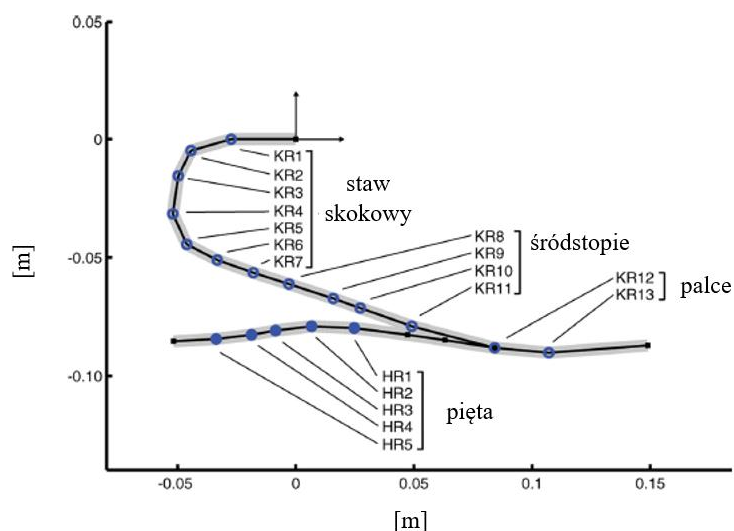


Rys. 4.6. Model multikilowej protezy stopy wraz z parametrami [52].

U osób po jednostronnej amputacji w obrębie podudzia oprócz asymetrii chodu obserwowany jest również podwyższony koszt metaboliczny w porównaniu do osób, u których nie przeprowadzono amputacji. W związku z tym w pracy [53] opracowano proces optymalizacji sztywności stopy protezowej ESAR na podstawie dynamicznych symulacji chodu. Celem optymalizacji, oprócz zmniejszenia kosztu metabolicznego, było również odciążenie stawu kolanowego zdrowej kończyny dolnej [53].

Model protezy stopy składał się z 22 sztywnych segmentów. Kształty stępka oraz pięty były zdefiniowane przy użyciu odpowiednio 15 i 9 punktów za pomocą krzywych sklepanych (Rys 4.7). Zaprojektowany model protezy ESAR połączono z opracowanym modelem układu mięśniowo-szkieletowego osoby po amputacji. Pozwoliło to na symulację chodu osoby po amputacji z uwzględnieniem aktywacji poszczególnych mięśni. Optymalizacja dynamiczna została zastosowana do znalezienia takich wzorców pobudzenia mięśni i profilu sztywności stopy, dla których przeprowadzone symulacje odzwierciedlały eksperymentalne charakterystyki chodu osób po amputacji w obrębie kończyny dolnej. Jednocześnie minimalizowany był koszt metaboliczny i wewnętrzne siły kontaktowe w stawie kolanowym zdrowej nogi. Analizy wykazały, że zmiana nominalnego rozkładu sztywności protezy stopy poprzez usztywnienie palców i śródstopia, a jednocześnie zmniejszenie sztywności kostki i pięty, poprawiła wydajność stopy ESAR poprzez odciążenie zdrowego kolana w fazie

wczesnego do środkowego podparcia zdrowej nogi oraz zmniejszenie kosztu metabolicznego [53].



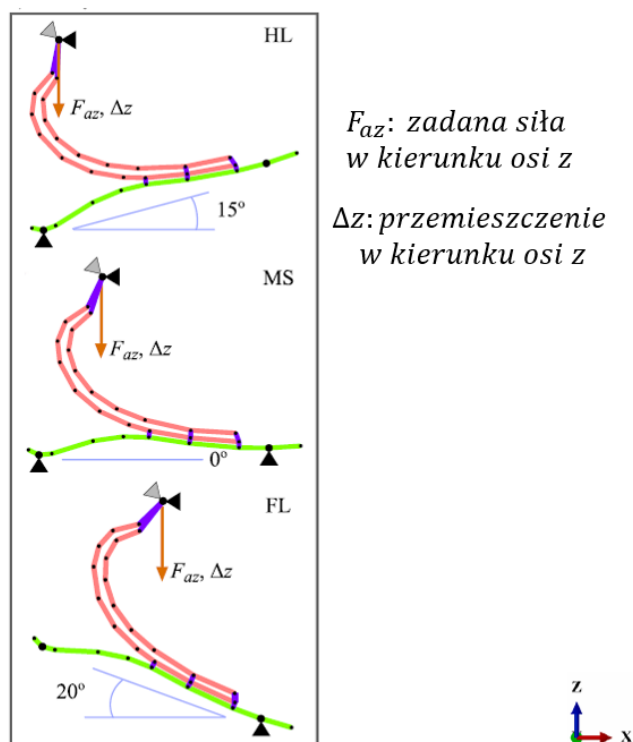
Rys. 4.7. Schemat modelu protezy stopy składającego się z 22 sztywnych połączonych segmentów [53].

Badania [54] prezentują narzędzia do modelowania i optymalizacji protez stóp wykonanych za pomocą wzmocnianego włóknami kompozytu (CFRAM). Pierwotna geometria protezy została uzyskana na podstawie skanowania 3D, a następnie zamodelowana za pomocą belek Eulera-Bernoulli’ego. To narzędzie optymalizacyjne zostało opracowane w celu minimalizacji masy protezy oraz uzyskania projektu protezy odpowiadającego trzem statycznym parametrom sztywności zdefiniowany, dla trzech charakterystycznych faz cyklu chodu (Rys. 4.8). Badania wykazały, że uwzględnienie uderzenia pięty o podłoże nadmiernie usztywnia protezę [54].

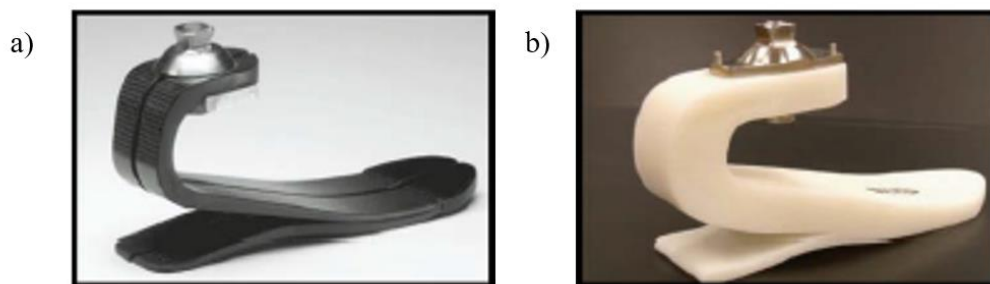
W celu poprawy projektów protez stop stosowana jest również optymalizacja topologiczna – polegająca na zdefiniowaniu przestrzennej dystrybucji materiału w określonym obszarze, przy spełnieniu określonych warunków i minimalizacji zdefiniowanej funkcji celu [55]. Jednym z podstawowych celów optymalizacji topologicznej protez kończyny dolnej jest minimalizacja masy – wpływająca w znacznym stopniu na funkcjonalność protezy [44, 56].

Optymalizację topologiczną zastosowano do stworzenia protezy stopy, która minimalizuje zużycie materiału, jednocześnie starając się odtworzyć charakterystyki sztywności komercyjnie dostępnej stopy z włókna węglowego. Zastosowana geometria wyjściowa to komercyjnie dostępna proteza Highlander (Freedom Innovations) zmodyfikowana w celu odtworzenia charakterystyki sztywności przy wykonaniu modelu za

pomocą wybranej metody wytwarzania addytywnego – selektywnego spiekania laserowego (Rys. 4.9).



Rys. 4.8. Zastosowane warunki brzegowe i obciążenia: HL – uderzenie pięty o podłoże, MS – środkowa faza podparcia, FL – oderwanie palców od podłoża [54].

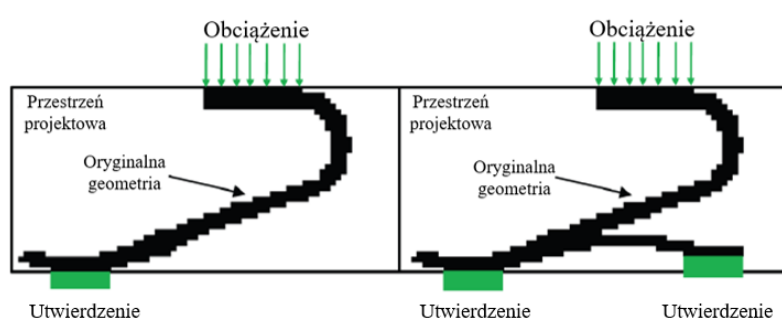


Rys. 4.9. Model protezy Highlander: a) wersja komercyjna, b) zmodyfikowany wariant wytworzony za pomocą selektywnego spiekania laserowego [3].

Przestrzeń projektowa została zdefiniowana jako dwuwymiarowa siatka elementów skończonych reprezentująca płaszczyznę strzałkową (zastosowana aproksymacja – płaski stan odkształceń). Zmiennymi projektowymi w problemie optymalizacji była gęstość każdego elementu (łącznie 2448 elementów). Każdy element był reprezentowany przez cztery węzły. Program wykorzystywał metodę SIMP (ang. *Solid Isotropic Microstructure with Penalization*). Definicja elementów skończonych SIMP determinowała podatność jako miarę

energii odkształcenia zgromadzonej w strukturze pod zastosowanym zbiorem warunków obciążenia. Gęstość każdego elementu wpływała na jego lokalną sztywność [3].

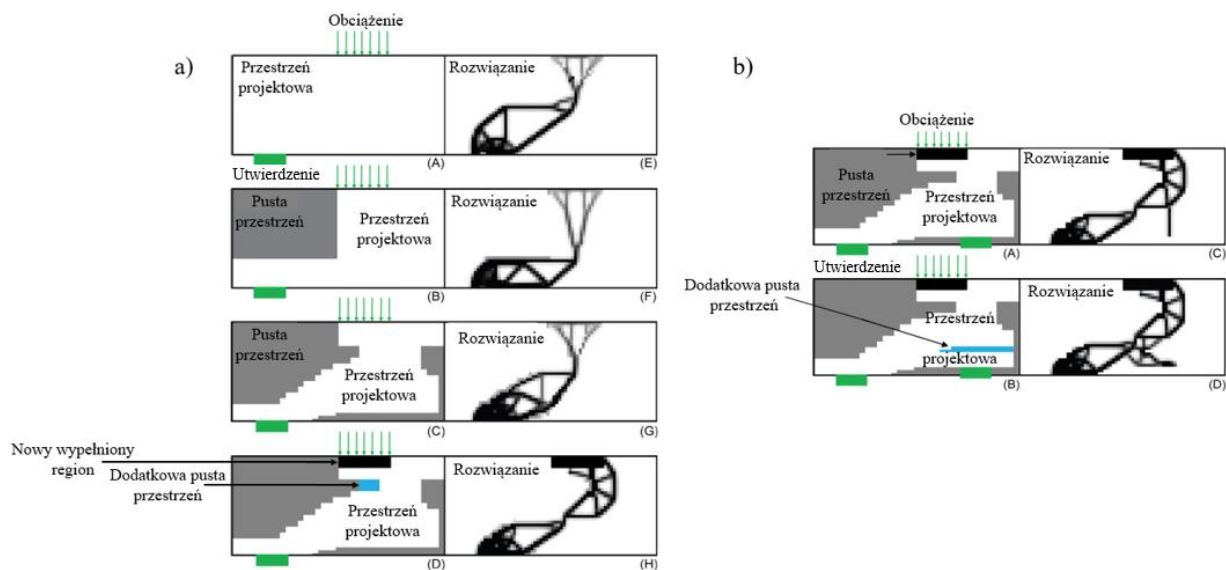
Pierwszy z komponentów protezy – obszar stępka w stopach ESR jest istotny dla magazynowania energii podczas fazy podparcia chodu, która jest uwalniana przy oderwaniu palców od podłoża. Natomiast komponent obejmujący obszar pięty zmniejsza siły kontaktowe podczas kontaktu pięty z podłożem. W związku z tym optymalizacja topologiczna została podzielona na dwa etapy. W pierwszym kroku algorytm optymalizował jedynie obszar obejmujący stępek w warunkach obciążenia przedstawionych na Rys. 4.10a. Uzyskana podczas tego procesu geometria jest następnie optymalizowana dla środkowej fazy podparcia stopy (Rys. 4.10b) [3].



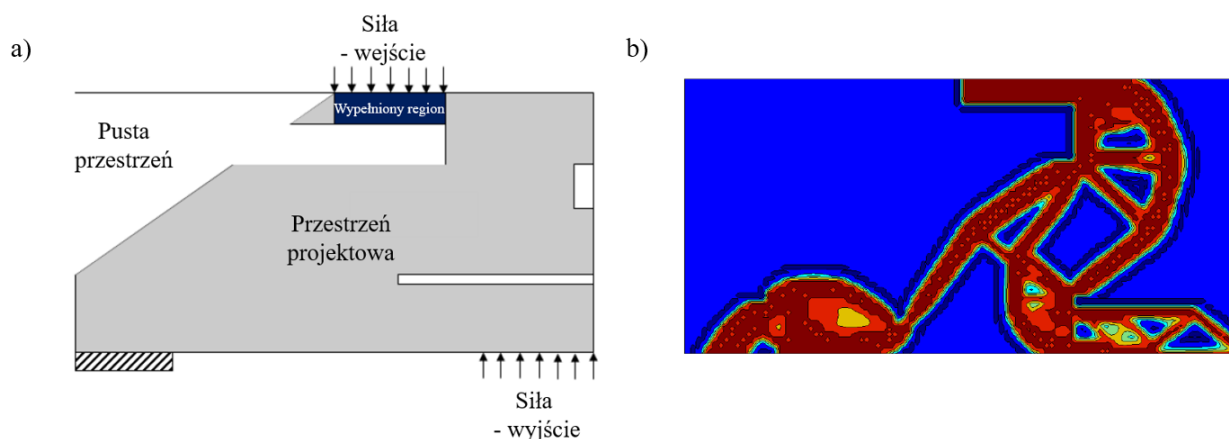
Rys. 4.10. Zdefiniowane warunki brzegowe i obciążenia: a) warunki obciążenia tylko palców, b) warunki obciążenia palców oraz pięty [3].

Podczas procesu optymalizacji rozpoczęto od nieograniczonej przestrzeni projektowej. W kolejnych etapach, seria dodatkowych ograniczeń geometrycznych w dopuszczalnej przestrzeni projektowej była wprowadzana, co zapewniło, że rozmiary ostatecznego projektu pozwolą na umieszczenie go w kosmetycznej osłonie stopy, a także umożliwi prawidłowe zamocowanie adaptera oraz leja protezowego. Ostateczne rozwiązanie zdefiniowane dla pierwszego warunku obciążenia (Rys. 4.11a) zostało poddane dalszej optymalizacji (Rys. 4.11b). Zastosowana optymalizacja topologiczna pozwoliła na zredukowanie objętości o około 16%. Uzyskana podatność była mniejsza niż w przypadku oryginalnej protezy [3].

Podobne podejście do projektowania protezy stopy zastosowano w pracy [57]. Zdefiniowana przestrzeń projektowa wraz z warunkami obciążenia (kontakt pięty z podłożem) oraz ograniczeniami została przedstawiona na Rys. 4.12a. W celu optymalizacji przestrzeni projektowej zastosowano metodę SIMP. Założona redukcja objętości materiału wynosiła 50% materiału z objętości początkowej. Uzyskaną geometrię przedstawiono na Rys. 4.12b [57].



Rys. 4.11. Uzyskane geometrie w procesie optymalizacji: a) dla obciążenia tylko palców, b) dla obciążenia palców oraz pięty [3].

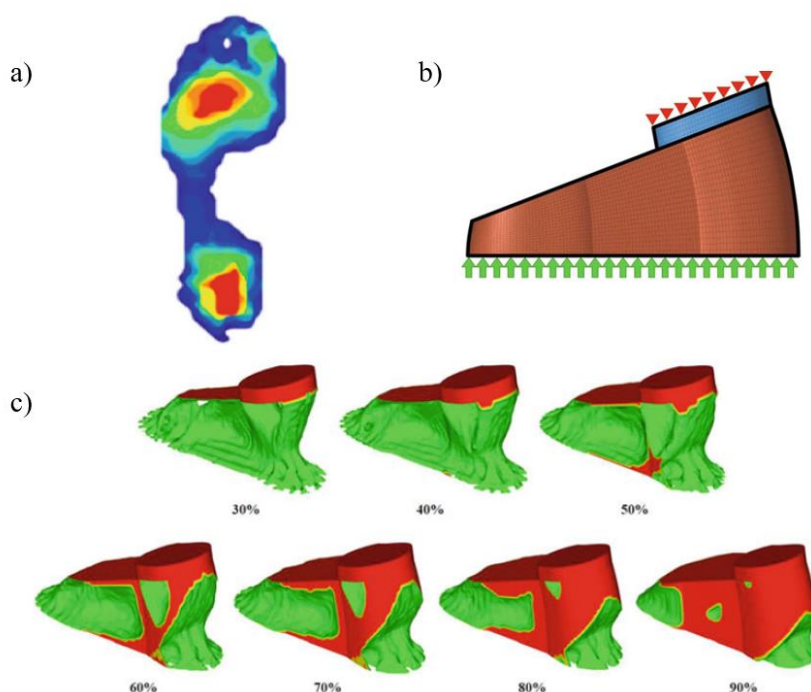


Rys. 4.12. Optymalizacja topologiczna protezy stopy: a) warunki brzegowe, obciążenia oraz ograniczenia, b) uzyskana geometria [57].

Dane wejściowe do optymalizacji topologicznej zbierane mogą być również za pomocą maty baropodometrycznej. Wzorzec nacisku podczas cyklu chodu stanowi możliwość zindywidualizowania protez w celu zmniejszenia asymetrii ruchu pomiędzy kończyną zdrową a kikutem. W badaniu [58] na podstawie odcisku powierzchni podeszwy stopy, uśrednionego dla wszystkich etapów fazy podporowej, utworzono powierzchnię dwuwymiarową stopy pacjenta (Rys. 4.13a). Zastosowano następnie operację wyciągnięcia, aby stworzyć element 3D wymiarami odpowiadający ludzkiej stopie. Dodano również niemodyfikowalny obszar w obrębie stawu skokowego. Jako obciążenia zastosowano

uśredniony dla wszystkich etapów fazy podporowej wzorzec nacisku stopy na matę (Rys. 4.13b) [58].

Optymalizacja została przeprowadzona dla sześciu rodzajów materiałów oraz siedmiu przypadków optymalizacji – zastosowano siedem różnych warunków optymalizacji dla minimalnych zachowanych objętości oryginalnego materiału na poziomie 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% i 90%. Wśród wszystkich zastosowanych materiałów najlżejszą protezę uzyskano dla Nylonu 12 (Rys. 4.13c). Dodatkowo materiał ten wykazuje dobrą biokompatybilność, co jest znaczącą zaletą w przypadku zastosowań protetycznych. Materiał ten jest łatwo dostępny i pozwala na modelowanie skomplikowanych kształtów z zastosowaniem wytwarzania addytywnego. W związku z tym autorzy wskazują ten materiał jako preferowany do produkcji protez stóp [58].



Rys. 4.13. Optymalizacja topologiczna protezy stopy za pomocą maty baropodometrycznej: a) uzyskany uśredniony wzorzec nacisku, b) zastosowane warunki brzegowe, c) uzyskane geometria dla materiału Nylon 12 [58].

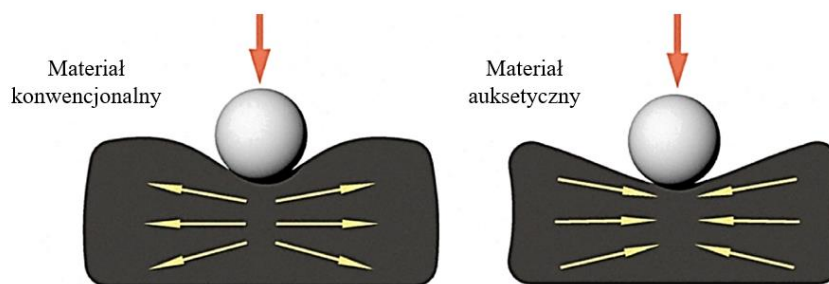
5. Metamateriały auksetyczne

Terminem metamateriał określa się syntetyczny materiał kompozytowy o strukturze pozwalającej uzyskać niekonwencjonalne właściwości elektromagnetyczne, akustyczne czy mechaniczne, takie jak np. ujemny współczynnik załamania światła lub ujemny współczynnik przenikalności magnetycznej. Własności tych materiałów zależą od ich struktury w skali większej niż cząsteczkowa. Wśród metamateriałów wyróżnia się między innymi metamateriały auksetyczne [59].

5.1. Charakterystyka

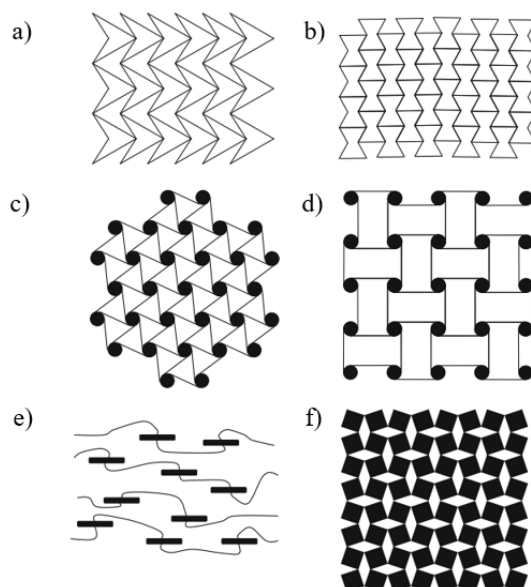
Metamateriały auksetyczne charakteryzują się ujemnym współczynnikiem Poissona – ujemnym stosunkiem odkształceń poprzecznych do wzdłużnych. Nazwa auksetyki swoje źródło ma w grackim słowie *auxetikos* oznaczającym „ten, który ma tendencję do wzrostu”. Nazwa ta została pierwszy raz zastosowana przez Evansa w 1991 roku [4].

Posiadanie ujemnego współczynnika Poissona przez auksetyki skutkuje nieintuicyjnym zachowaniem się struktury. Kiedy konwencjonalny materiał jest ściskany, następuje zwiększenie jego przekroju poprzecznego w kierunku prostopadłym do kierunku ściskania. Podczas rozciągania natomiast występuje redukcja wymiarów przekroju. W metamateriałach auksetycznych zauważono natomiast zmniejszenie przekroju poprzecznego podczas ściskania oraz jego zwiększenie podczas rozciągania (Rys. 5.1) [4], [59].

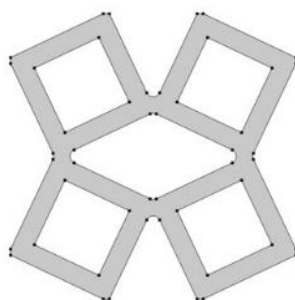


Rys. 5.1. Zachowanie się materiału podczas ściskania w przypadku konwencjonalnej (po lewej) i auksetycznej pianki (po prawej) [60].

W związku z zależnością właściwości metamateriałów od ich struktury, opracowano wiele przykładów periodycznych auksetyków (Rys. 5.2-5.3). Jedną z pierwszych takich struktur jest zaproponowana w pracy struktura plastra re-entrant (Rys. 5.2b) [61].



Rys. 5.2. Przykładowe struktury auksetyczne: a) double arrowhead, b) re-entrant, c) heksa-chiralna, d) anty-tetra-chiralna, e) LCP, f) rotating squares [4].



Rys. 5.3. Pojedyncza auksetyczna struktura składająca się z prostokątów [62].

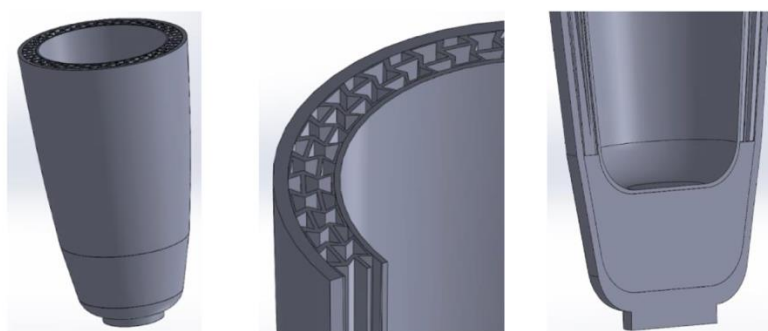
5.2. Zastosowanie w protetyce ortopedycznej

Niekonwencjonalne zachowanie się metamateriałów auksetycznych, a także ich wysoka absorpcja oraz odporność na obciążenia udarowe, doprowadziły do intensywnych badań nad zastosowaniem tych materiałów w procesie projektowania środków ochrony osobistej, takich jak kasków czy barier balistycznych [63], [64]. Poza tym, coraz większe zainteresowanie wśród badaczy wzbudzają możliwości zastosowania tych metamateriałów w medycynie.

Pierwszy obszar zastosowania metamateriałów auksetycznych obejmuje protetykę kończyn dolnych. Podstawową cechą metamateriałów auksetycznych jest posiadanie ujemnego współczynnika Poissona, co pozwala na uzyskanie dokładniejszego dopasowania do kształtów anatomicznych [65]. Natomiast leje protezowe to komponent protezy wymagający

największego poziomu zindywidualizowania. Jest to komponent odpowiedzialny za przenoszenie sił pomiędzy protezą a kończyną pacjenta. Jednym z największych wyzwań tworzenia lejów protezowych jest uzyskanie odpowiedniego poziomu komfortu. Metamateriały pozwalają na optymalizację zaopatrzenia protetycznego szczególnie w zakresie poprawienia komfortu użytkowania lejów protezowych – nawet jedna warstwa metamateriału może zredukować ciśnienie odczuwane przez pacjenta [66-67].

Podczas codziennego użytkowania protezy kończyny dolnej zachodzi wiele zmian obwodowych w geometrii kikuta, co może powodować luzowanie się leja protezowego. W celu poprawy komfortu i bezpieczeństwa pacjenta, rozważano również zastosowanie metamateriałów auksetycznych w warstwie wewnętrznej leja protetycznego [68]. Zastosowana struktura to komórka re-entrant (Rys. 5.4). Przeprowadzone analizy wykazały, że obciążenie wewnętrznej powierzchni obwodowej modelu leja protezowego powoduje kompresję w kierunku promieniowym struktury auksetycznej, co skutkuje zwiększeniem obwodu leja protezowego.

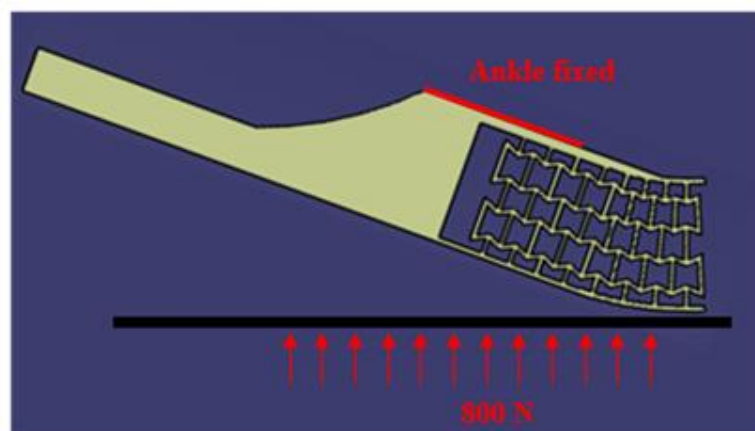


Rys. 5.4. Zaproponowana geometria leja protezowego z uwzględnieniem struktury auksetycznej [68].

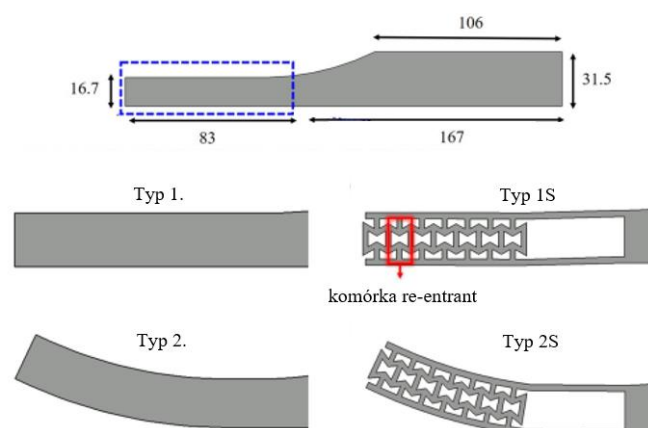
Analizując składową pionową siły reakcji podłoża zaobserwować można dwie fazy podczas, których wartość tej siły znacząco przekracza ciężar ciała (o około 15-20%). Są one wynikiem amortyzacji uderzenia stopy o podłoże (faza przeciążenia) oraz odbicia stopy od podłoża (faza propulsji). W pracach [69-70] analizowano wpływ uwzględnienia struktury auksetycznej w okolicach palców oraz pięty. Celem umieszczenia struktury re-entrant w obrębie pięty była amortyzacja uderzenia stopy o podłoże (Rys. 5.5).

Stawy palców są uznawane za jeden z kluczowych czynników w projektowaniu protezy stopy ze względu na swoją nieliniową charakterystykę sztywności. W badaniu [69] analizowano końcowy etap fazy podparcia, od oderwania pięty do odbicia palców, za pomocą FEM. Uzyskane rezultaty porównano z danymi eksperymentalnymi uzyskanymi podczas

badania chodu – walidacja potwierdziła, że zaproponowana struktura protezy stopy może naśladować funkcje ludzkiej stopy.



Rys. 5.5. Proteza stopy ze strukturą auksetyczną w obszarze pięty [70].



Rys. 5.6. Proteza stopy ze strukturą auksetyczną w obszarze palców [69].

6. Proces tworzenia modelu elementów skończonych oraz optymalizacja właściwości materiałowych w analizie biomechanicznej chodu

FEM jest coraz powszechniej stosowanym narzędziem w biomechanice. Modele te umożliwiają badaczom symulację i analizę zachowania stopy w różnych warunkach, często niemożliwych do odtworzenia podczas testów laboratoryjnych. Dokładność modelu numerycznego jest zależna od takich czynników jak geometria, warunki brzegowe oraz zastosowany model materiałowy. Istotnym aspektem dokładnego modelowania przy użyciu FEM jest weryfikacja modeli przy użyciu danych eksperymentalnych.

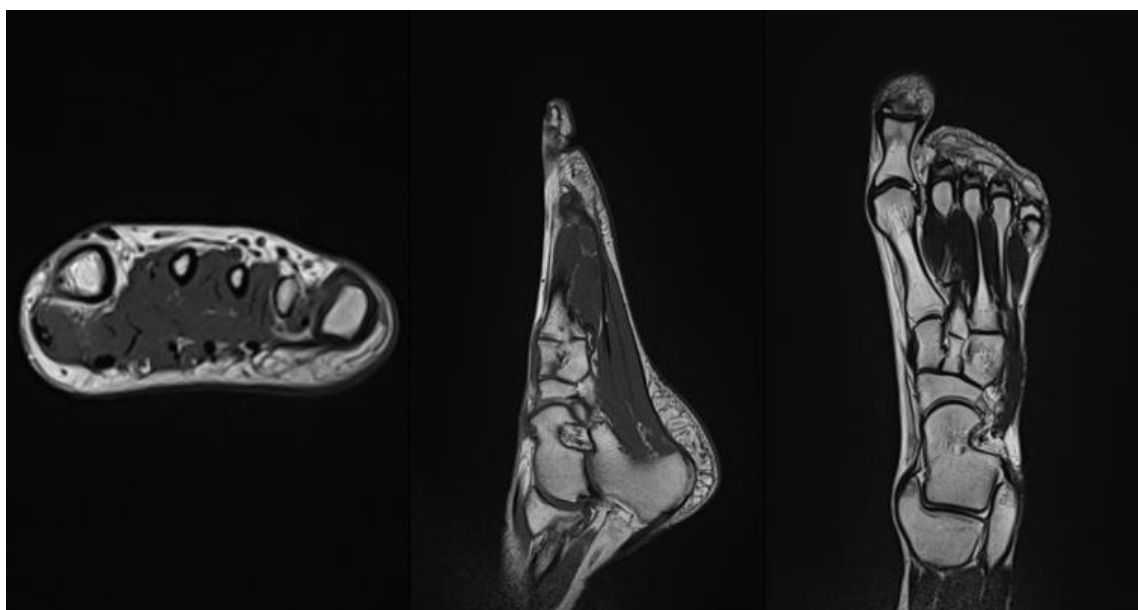
6.1. Geometria

Nowoczesne metody obrazowania medycznego pozwalają na uzyskanie szczegółowych informacji o anatomii stopy człowieka. Wśród głównych metod wskazywanych w literaturze jako źródła informacji o wewnętrznej strukturze odcinka dystalnego kończyny dolnej są takie techniki obrazowania jak: MRI oraz CT [71]. Zarówno CT, jak i MRI dostarczają informacji o przekrojowych obrazach ciała. CT wykorzystująca promieniowanie jonizujące doskonale obrazuje tkankę kostną. W kontekście modelowania tkanek miękkich preferowanym rozwiązaniem jest wykorzystanie MRI, który charakteryzuje się brakiem konieczności stosowania promieniowania jonizującego. MRI dostarcza szczegółowe informacje o tkankach miękkich.

Proces tworzenia geometrii stopy do modelu FEM składa się z następujących etapów: skanowanie, rekonstrukcja, dostosowanie i konwersja danych geometrycznych do formatu pozwalającego na dyskretyzację geometrii. Geometria stopy w modelu FEM jest zazwyczaj uzyskiwana z rekonstrukcji 3D CT lub MRI, które można uzyskać z bibliotek danych lub skanowanych pacjentów. Dane dotyczące geometrii stopy pozyskano z zastosowaniem MRI. W badaniu uczestniczył ochotnik w wieku 27 lat i masie 65 kg – bez zarejestrowanej interwencji chirurgicznej w obrębie prawej stopy (Rys. 6.1). Zdecydowano się na uzyskanie skanu bezpośrednio od pacjenta, zamiast korzystania z danych z biblioteki, w celu przeprowadzenia testów eksperymentalnych potwierdzających poprawność modelu.

Segmentacja danych z MRI pozwala na wizualizację poszczególnych struktur anatomicznych. W tym celu zastosowano darmowe oprogramowanie 3D Slicer. Podczas segmentacji uwzględniono trzy struktury: tkankę kostną, tkankę chrzęstną, a także homogenizowaną tkankę miękką obejmującą skórę, tkankę mięśniową oraz tkankę tłuszczową (Rys. 6.2). Podczas segmentacji wyodrębniono 26 kości: kość piętową, 5 kości śródstopia, kość

skokową, kość łódkowatą, 3 kości klinowate, kość sześcienną, 5 paliczków bliższych, 4 paliczki środkowe oraz 5 paliczków dalszych (Tab. 6.1).



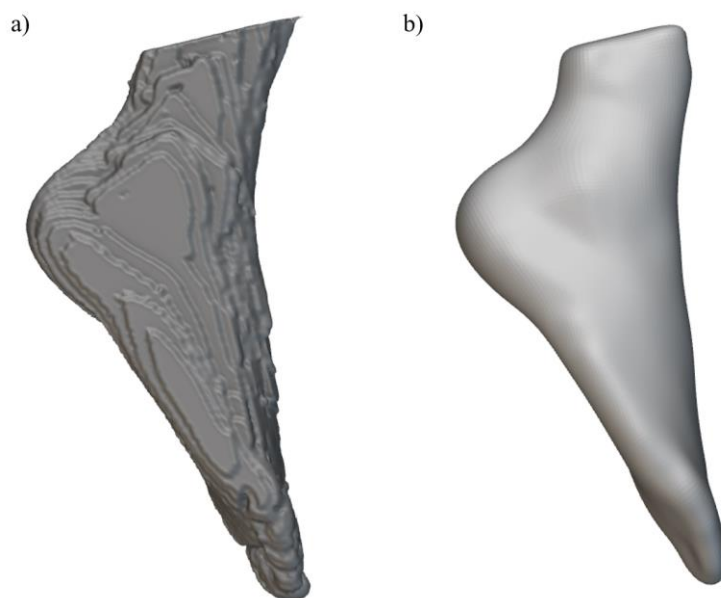
Rys. 6.1. Dane z badania za pomocą rezonansu magnetycznego – prawa stopy uczestnika badania.



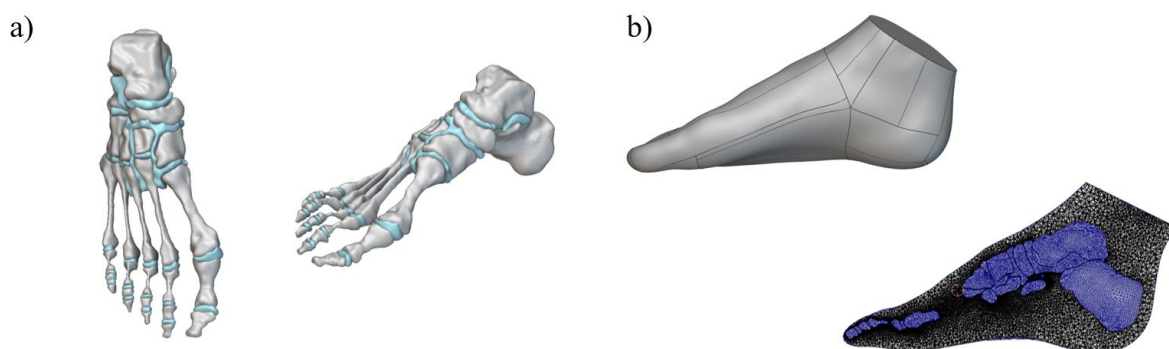
Rys. 6.2. Segmentacja danych z badania za pomocą rezonansu magnetycznego.

Uzyskane struktury były następnie eksportowane jako model *.stl (Rys6.3a). Ze względu na jakość uzyskanej powierzchni komponenty zostały przetworzone w celu usunięcia niewielkich szczelin, ostrych krawędzi oraz innych geometrycznych cech wpływających na

dyskretyzację modelu. Ostatnim etapem procesu była konwersja modelu do formatu CAD (*.step). Tkanka miękka otaczająca pozostałe struktury została odpowiednio przekształcona, aby zawierać przestrzeń zgodną z geometrią tych struktur. Operacje te zostały wykonane na pomocą oprogramowania Autodesk Meshmixer oraz nTop. Efekt końcowy przeprowadzonych operacji przedstawiono na Rys. 6.4.



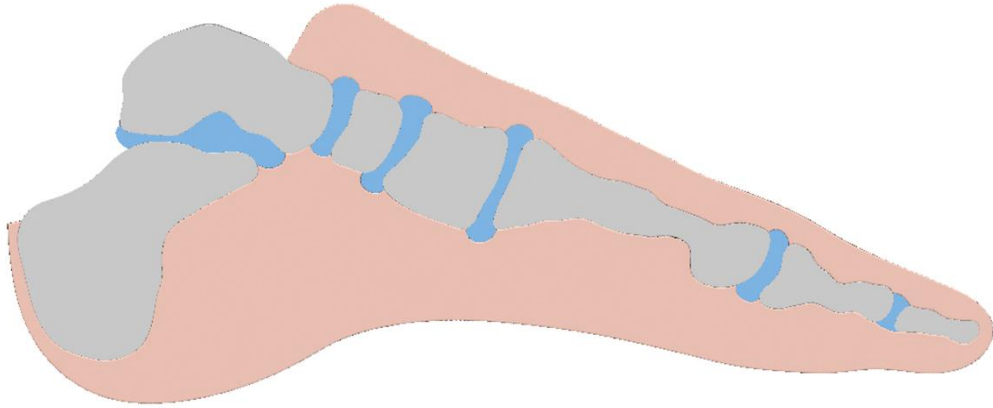
Rys. 6.3. Geometria zdefiniowanej tkanki miękkiej: a) po eksporcie z oprogramowania 3D Slicer, b) po przetworzeniu geometrii.



Rys. 6.4. Finalna geometria – 3D: a) tkanka kostna oraz chrzęstna, b) tkanka miękka.

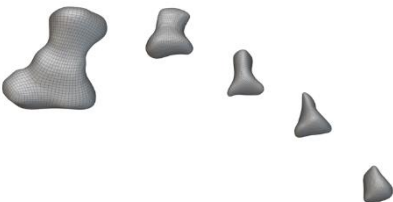
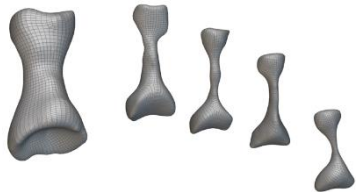
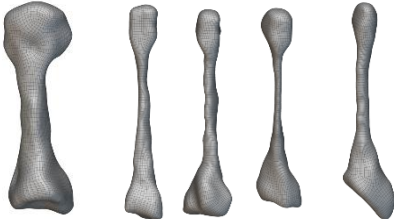
Ze względu na przeprowadzanie procesu optymalizacji wymagającego przeprowadzenia wielu symulacji, model 3D został zredukowany tak, by podobnie jak w [23], [24], model stopy umożliwił analizowanie sił występujących w płaszczyźnie strzałkowej. Powstał on na podstawie zdefiniowanego modelu 3D i obejmował pierwszy palec stopy (Rys.

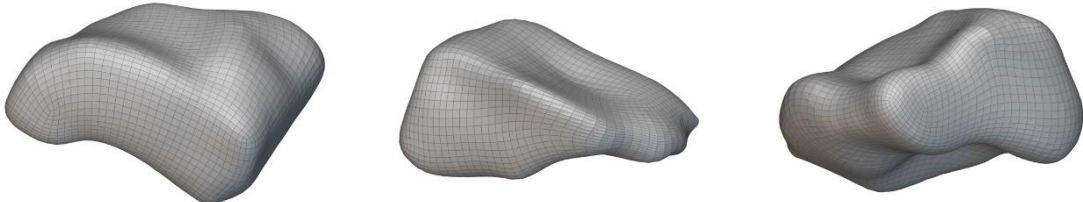
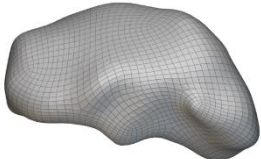
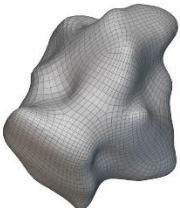
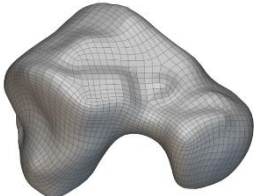
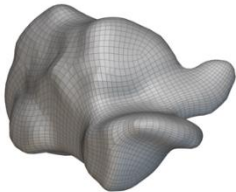
6.5). Zarówno podczas stania, jak i w czasie chodu, paluch odgrywa kluczową rolę. Jest to największy i najsilniejszy palec, który w całości przylega do podłoża, podczas gdy pozostałe palce są zgięte grzbietowo, a ich opuszki jedynie częściowo stykają się z podłożem.



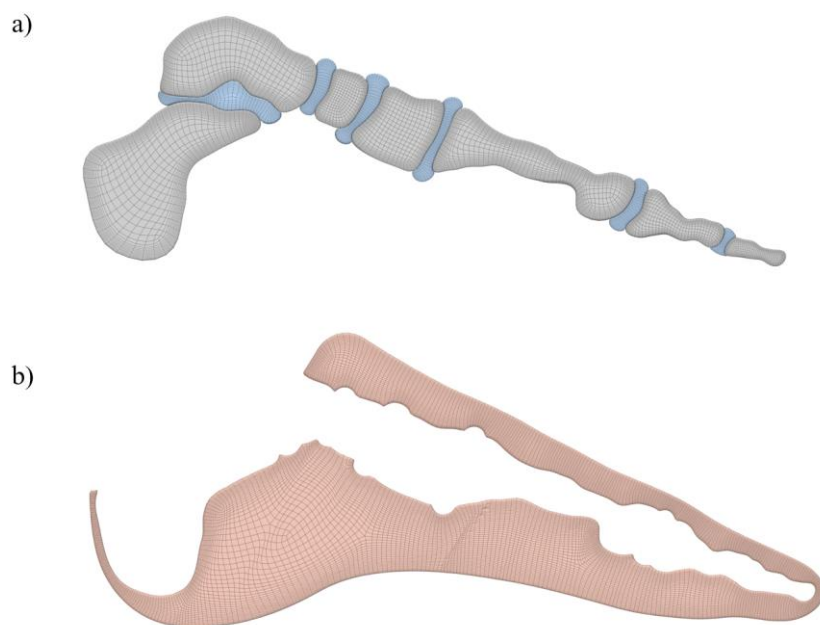
Rys. 6.5. Finalna geometria.

Tab. 6.1. Kości uzyskane po segmentacji danych uzyskanych podczas badania za pomocą rezonansu magnetycznego.

Struktura anatomiczna	Wizualizacja
Paliczki dalsze	
Paliczki środkowe	
Paliczki bliźsze	
Kości śródstopia	

Kości klinowate	
Kość łódkowata	
Kość sześcienna	
Kość skokowa	
Kość piętowa	

Zastosowana siatka elementów skończonych odgrywa kluczową rolę w przeprowadzonej analizie numerycznej. Dyskretyzacja uzyskanej geometrii została dokonana przy użyciu dwóch typów elementów: C3D4 oraz C3D8 (Rys. 6.6). Siatka elementów skończonych obejmowała łącznie 279 266 elementów (Tab. 6.2).



Rys. 6.6. Zastosowana siatka elementów skończonych: a) tkanka kostna oraz tkanka chrzęstna, b) tkanka miękka.

Tab. 6.2. Podział zastosowanej liczby elementów ze względu na strukturę anatomiczną poddawaną dyskretyzacji.

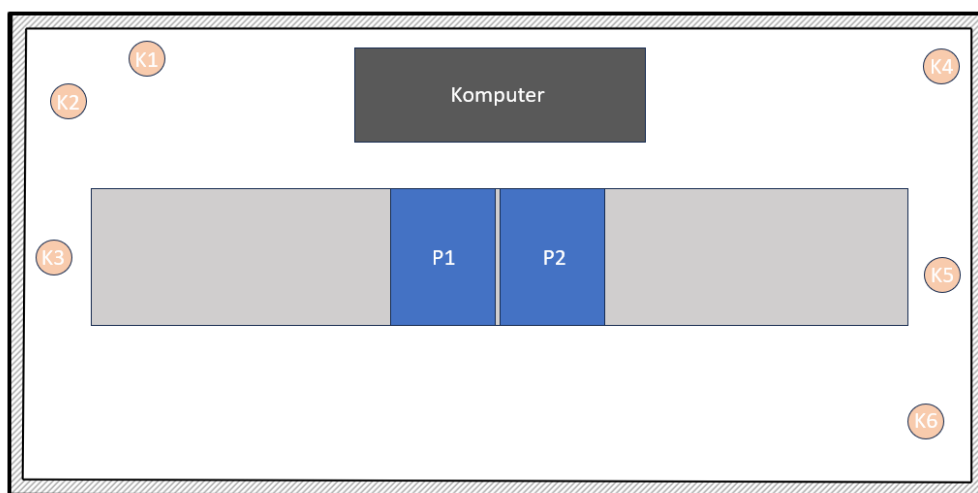
Struktura anatomiczna	Liczba elementów
Tkanka kostna	91 467
Tkanka chrzęstna	44 742
Tkanka miękka	143 057

Dodatkowo, w analizowanej geometrii wprowadzono płaszczyznę reprezentującą podłoże, aby umożliwić analizę sił reakcji podłoża działających na stopę. Płaszczyzna ta została zdefiniowana w taki sposób, aby precyzyjnie odwzorowywać styk między stopą a podłożem podczas kontaktu. Dzięki temu możliwa była dokładniejsza analiza rozkładu sił oraz ich wpływu na kinematykę chodu.

6.2. Warunki brzegowe i obciążenia

Celem każdej symulacji biomechanicznej jest uzyskanie takich wyników, by mogły być one zastosowane do opracowania klinicznie istotnych zaleceń. Aby zwiększyć wiarygodność predykcji uzyskanych na podstawie modeli FEM, muszą być one weryfikowane i walidowane. W odniesieniu do walidacji modeli stóp najczęstszym procesem walidacji wyników FEM jest porównanie między przewidywanym a mierzonym naciskiem podeszwowym. W tym celu zebrane zostały informacje na temat kinematycznej oraz kinetycznej charakterystyki ruchu człowieka. Dane te zostały również zastosowane w celu wyznaczenia obciążeń i warunków brzegowych w modelu FEM.

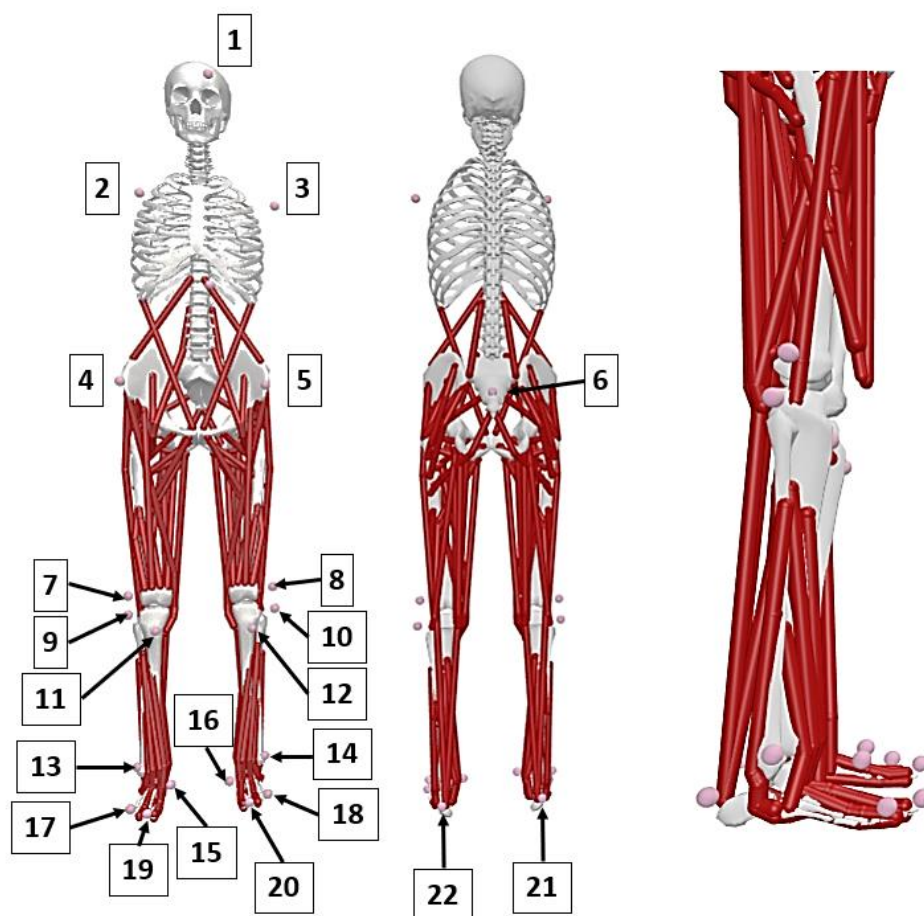
Pierwszym krokiem wyznaczania obciążeń występujących podczas chodu człowieka było przeprowadzenie badań eksperymentalnych wykonanych z zastosowaniem systemu analizy ruchu oraz platform dynamometrycznych (Rys. 6.7). Kinematyka ruchu rejestrowana była za pomocą systemu BTS Smart-DX 6000. Kamery umożliwiają rejestrację położenia markerów umieszczonych na badanej osobie. Zastosowano zestaw 22 markerów (Rys. 6.8). Dane kinematyczne rejestrowane były z częstotliwością 250 Hz.



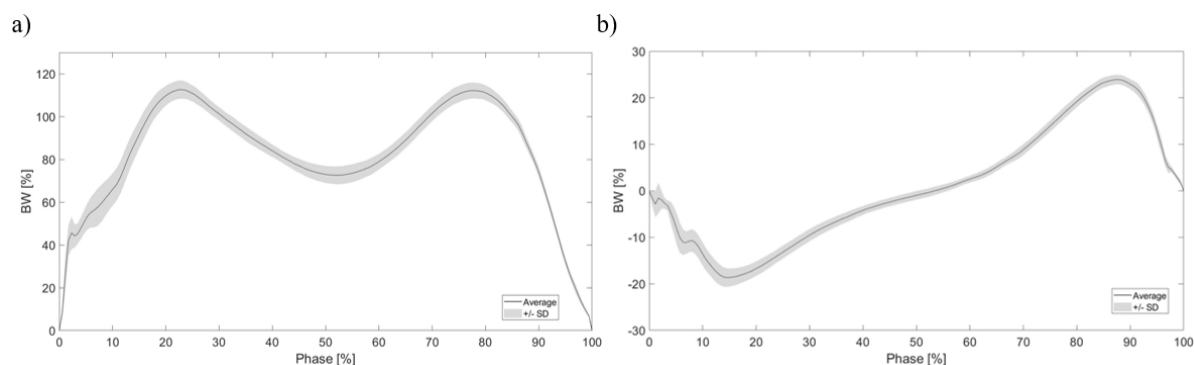
Rys. 6.7. Zastosowany układ pomiarowy: kamery (K1-K6), platformy dynamometryczne (P1-P2).

Natomiast informacje na temat występujących sił reakcji podłoża zmierzono za pomocą dwóch platform dynamometrycznych firmy AMTI. Podczas chodu stopa stanowi główny punkt kontaktu ciała z podłożem. Wzorce ruchu oraz obciążenia stopy i stawów skokowych mają bezpośredni wpływ na jakość ruchu danej osoby i efektywność poruszania się. Zadaniem uczestnika było przejście po specjalnie przygotowanej ścieżce, w którą wbudowano platformy. Podczas badania tylko jedna stopa znajdowała się na platformie. Zarejestrowano 15 prób przejścia w celu uzyskania uśrednionych rezultatów. Siły reakcji podłoża mierzone były

w trzech kierunkach w momencie kontaktu stopy z podłożem i zapisywane były z częstotliwością 500 Hz. Uzyskane uśrednione przebiegi sił reakcji podłoża przedstawiono na Rys. 6.9.



Rys. 6.8. Zastosowany zestaw markerów: 1 – głowa, 2 – wyrostek barkowy prawy, 3 – wyrostek barkowy lewy, 4 – prawy przedni grzebień biodrowy górny, 5 – lewy przedni grzebień biodrowy górny, 6 – kość krzyżowa, 7 – kłykieć boczny kości udowej prawej, 8 – kłykieć boczny kości udowej lewej, 9 – kłykieć boczny kości piszczelowej prawej, 10 – kłykieć boczny kości piszczelowej lewej, 11 – guzowatość kości piszczelowej prawej, 12 – guzowatość kości piszczelowej lewej, 13 – kostka boczna kości strzałkowej prawej, 14 – kostka boczna kości strzałkowej lewej, 15 – podstawa pierwszej prawej kości śródstopia, 16 – podstawa pierwszej lewej kości śródstopia, 17 – podstawa piątej prawej kości śródstopia, 18 – podstawa piątej lewej kości śródstopia, 19 – prawy palec u stopy, 20 – lewy palec u stopy, 21 – guz piętowy prawy, 22 – guz piętowy lewy.



Rys. 6.9. Zarejestrowane przebiegi sił reakcji podłoża: a) składowa pionowa, b) składowa przednio-tylna.

Na podstawie danych uzyskanych za pomocą testów zdefiniowano warunki brzegowe, obciążenia oraz warunki początkowe. Warunki początkowe, obejmujące poziome i pionowe prędkości stawu skokowego, kąt nachylenia stopy do podłoża oraz prędkość kątową, określono na podstawie zarejestrowanych danych kinematycznych w momencie uderzenia piętą o utwardzone podłoże (Tab. 6.3).

Tab. 6.3. Dane wejściowe do modelu elementów skończonych.

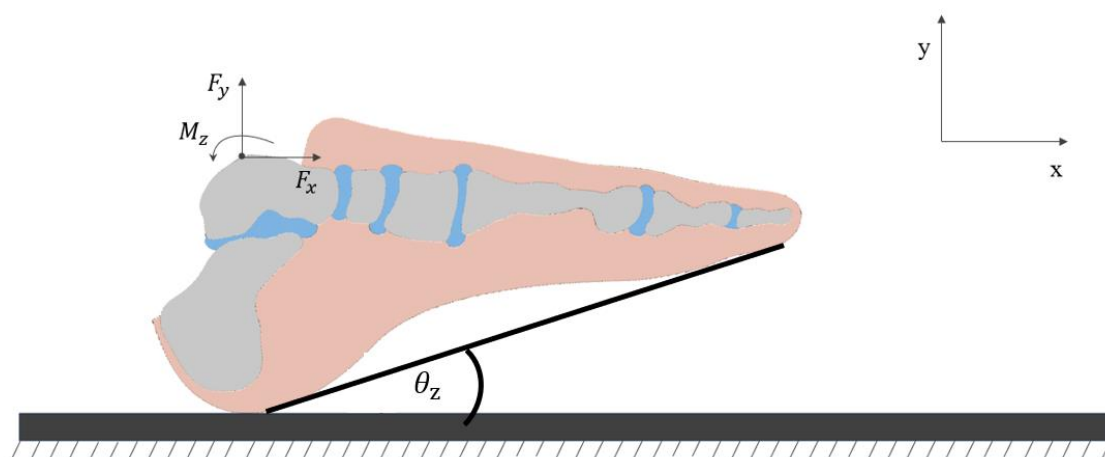
α [°]	v_x [$\frac{m}{s}$]	v_y [$\frac{m}{s}$]	ω [$\frac{^\circ}{s}$]
$27,5 \pm 1,1$	$0,13 \pm 0,05$	$-0,09 \pm 0,03$	$-11,28 \pm 2,89$

Jako warunki obciążenia w modelu przyjęto pionowe i poziome siły reakcji oraz moment działające w stawie skokowym, które odgrywają kluczową rolę w precyzyjnym odwzorowaniu zachowania układu podczas modelowania za pomocą FEM. Zostały one wyznaczone za pomocą zagadnienia dynamiki odwrotnej (Rys. 6.10). Czasowe przebiegi tych sił i momentu w stawie skokowym zostały następnie zastosowane jako dane wejściowe do modelu FEM.

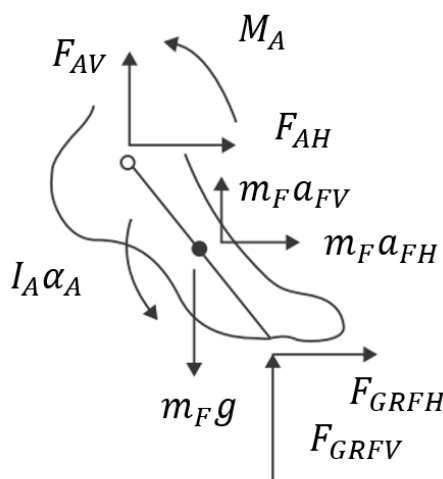
Zagadnienie dynamiki odwrotnej pozwala na wyznaczenie sił reakcji oraz momentów w stawach. Wymaga ono uwzględnienia danych kinematycznych opisujących ruch poszczególnych komponentów oraz informacji dotyczących zewnętrznych obciążeń uzyskanych za pomocą platform dynamometrycznych. Mechanika klasyczna wyraża matematycznie zależność między siłą a przyspieszeniem zależną od masy. Stosując metody dynamiki odwrotnej rozwiązywane są te równania, aby uzyskać siły i momenty sił w każdym stawie, które powodują ruch. Schemat obciążenia stawu skokowego, na podstawie którego

wyznaczono dane wejściowe do modelu FEM, przedstawiono na Rys. 6.11. Podczas obliczeń przyjęto następujące założenia:

- 1) komponent traktowany jest jako bryła sztywna ze stałą długością podczas czasu trwania całego ruchu,
- 2) segment może być modelowany jako punkt materialny, który jest ustalony względem geometrii pozostałej części segmentu (środek masy),
- 3) moment bezwładności pozostaje stały,
- 4) staw skokowy traktowany jest jak staw z pojedynczym środkiem obrotu [72].



Rys. 6.10. Zdefiniowane warunki brzegowe i obciążenia.



Rys. 6.11. Schemat obciążenia stawu skokowego [72].

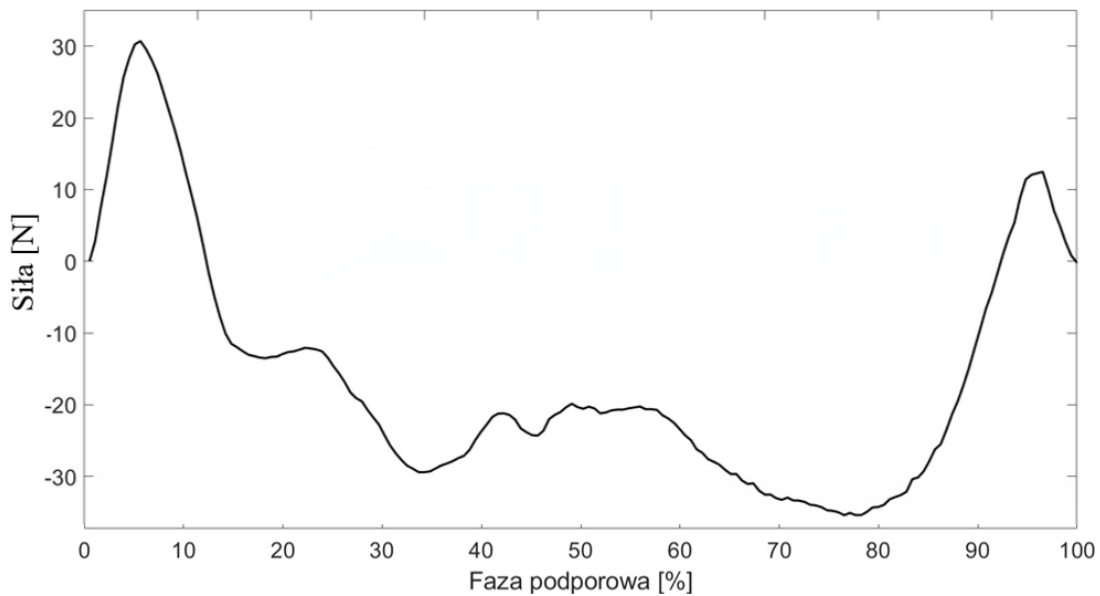
W celu wyznaczenia sił reakcji w stawach niezbędne było wyznaczenie masy stopy. Odcinek dystalny kończyny dolnej traktowany jest jako bryła jednorodna. Zgodnie z [73] –

masa stopy (m_F) stanowi 1,45% masy całego ciała człowieka. Dodatkowo niezbędne jest uwzględnienie informacji dotyczących położenia środka masy. Jest on wyznaczany na podstawie długości stopy, odczytanej z danych markerów, oraz współczynnika określonego w [73], który wynosi 0,5. Siły F_{GRFH} oraz F_{GRFV} to reakcje podłoża, bezpośrednio zmierzone za pomocą platform dynamometrycznych. Przyspieszenia segmentu, a_{FH} i a_{FV} , odczytywane są z danych kinematycznych uzyskanych z systemu analizy ruchu. Pionową oraz poziomą siłę reakcji podłoża wyznaczono na podstawie następujących równań:

$$F_{AH} = -F_{GRFH} - m_F a_{FH}, \quad (2)$$

$$F_{AV} = m_F g - F_{GRFV} - m_F a_{FV}, \quad (3)$$

gdzie g oznacza przyspieszenie ziemskie. Uzyskane przebiegi czasowe pionowej i poziomej siły reakcji w stawie przedstawiono na Rys. 6.12 oraz 6.13.

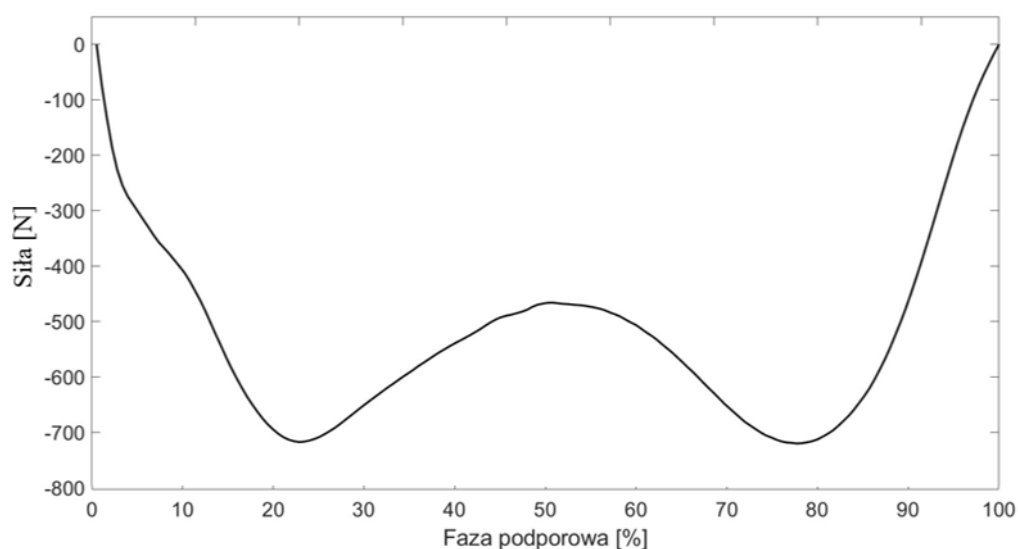


Rys.6.12. Pozioma siła reakcji w stawie skokowym.

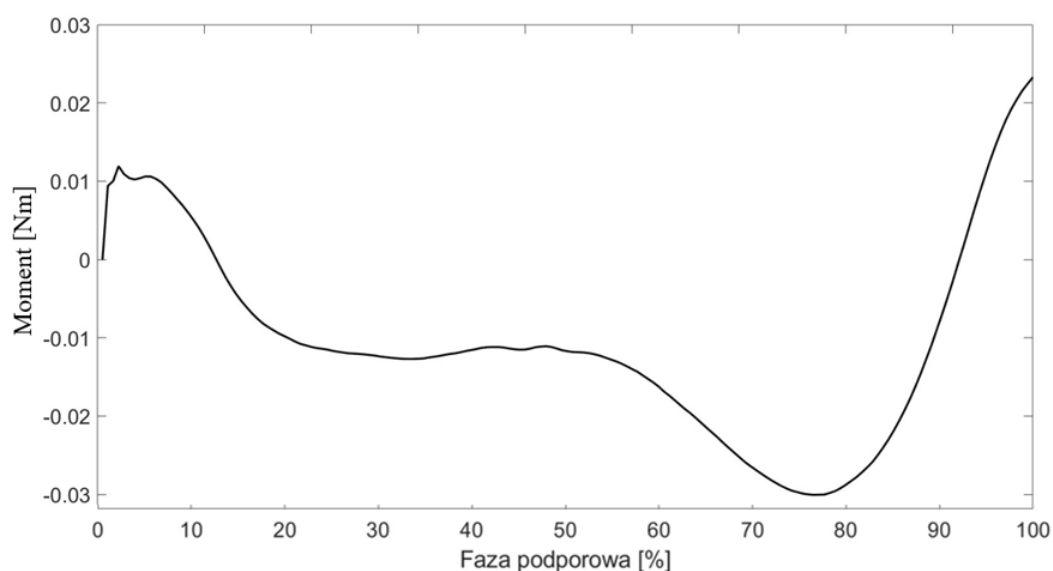
Moment siły w stawie wyznaczono natomiast na podstawie równania (4):

$$M_A = I_A \alpha_A + F_{AV} x_A + F_{AH} y_A - F_{GRFV} x_{GRF} - F_{GRFH} y_{GRF}, \quad (4)$$

gdzie I_A oznacza moment bezwładności segmentu, α_A – przyspieszenie kątowe (wyznaczane podobnie jak przyspieszenie liniowe), a także współrzędne x_A , x_{GRF} , y_A i y_{GRF} reprezentują odległość punktu przyłożenia sił w stawach od środka masy (Rys. 6.14).



Rys.6.13. Pionowa siła reakcji w stawie skokowym.



Rys.6.14. Moment siły w stawie skokowym.

Symulacje FEM przeprowadzono w oprogramowaniu FEBio rozwijanym przez University of Utah oraz Columbia University. Jest to narzędzie dedykowane przeprowadzaniu nieliniowych analiz FEM z zakresu biomechaniki [74].

6.3. Właściwości materiałowe

Dokładność predykcji na podstawie modelu FEM zależy od dokładności parametrów materiałowych oraz zastosowanych modeli materiałowych. Wiele tkanek biologicznych wykazuje zmienność międzyosobniczą, różnicowanie płciowe, zależność od wieku. Ich właściwości ewoluują w zależności od obciążeń czy doświadczanych chorób. W modelu wyróżniono trzy rodzaje tkanek: tkankę kostną, tkankę chrzęstną oraz tkankę miękką wykazującą silnie nieliniowe zachowanie. Dla pierwszych dwóch typów materiałów niemożliwa jest kalibracja parametrów dla badanej osoby. W związku z tym tkankę kostną oraz tkankę chrzęstną zamodelowano za pomocą danych literaturowych (Tab. 6.4).

W zdefiniowanym modelu tkanka miękka obejmuje 3 rodzaje struktur: tkankę mięśniową, tkankę tłuszczową oraz skórę. W wielu modelu FEM tkanka ta modelowana jest za pomocą hipersprężystych modeli materiałowych, takich jak model Ogden'a czy Mooney-Rivlina. Stosowane wartości parametrów określone są na podstawie danych literaturowych lub uogólnionych danych statystycznych. Tkanka miękka, wykazująca silnie nieliniowe zachowanie, jako jedyna umożliwia przeprowadzenie badań w celu zindywidualizowania zastosowanych parametrów – ich dokładna identyfikacja jest istotnym czynnikiem wpływającym na poprawność zindywidualizowanego modelu FEM. W związku z tym, właściwości materiałowe tkanki miękkiej zostały zamodelowane na podstawie testów eksperymentalnych.

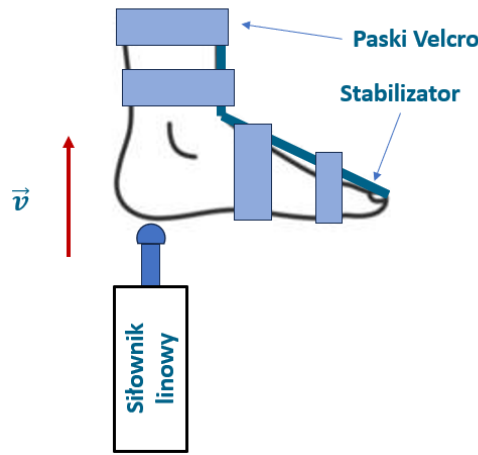
Tab. 6.4. Właściwości materiałowe zastosowane w modelu elementów skończonych.

Segment anatomiczny	Model materiałowy	Właściwości
tkanka kostna	ciało sztywne	—
tkanka chrzęstna	liniowo-sprężysty	$E = 1$ [MPa] $\nu = 0,4$ [—]
tkanka miękka	hipersprężysty (Ogden)	$\mu_1 = 0,01645$ [MPa] $\alpha_1 = 6,82$ [—]
	hipersprężysty (Mooney-Rivlin)	$C_{10} = -0,00112$ [MPa] $C_{01} = 0,0047$ [MPa]
podłoże	liniowo-sprężysty	$E = 17\,000$ [MPa] $\nu = 0,1$ [—]

Wyznaczanie charakterystyki materiałowej tkanki miękkiej stopy realizowana za pomocą testów z użyciem wgłębnika. Zastosowano urządzenie pomiarowe to wgłębnik firmy

Orto Algorytmics Sp. z o.o. o średnicy trzpienia wynoszącej 6 mm. Urządzenie umożliwia rejestrację krzywej siła-przemieszczenie w zakresie 0-250 N (siła) oraz 0-100 mm (przemieszczenie). Zaproponowane stanowisko pomiarowe zapewniało unieruchomienie stopy za pasków velcro oraz stabilizatora (Rys. 6.15).

Wgłębnik został wyposażony w siłownik liniowy w celu uzyskania stałej prędkości podczas całego czasu trwania próby. Testy przeprowadzono dla pięciu różnych prędkości: $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, $9 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, $13 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Dane rejestrowano dla dwóch obszarów stopy: pięty oraz śródstopia – dla każdej z prędkości wykonano pięć prób. Na podstawie przeprowadzonych eksperymentów uzyskano uśrednione krzywe siła – przemieszczenie zastosowane do dalszych obliczeń (Rys. 6.16).



Rys. 6.15. Schemat układu pomiarowego.

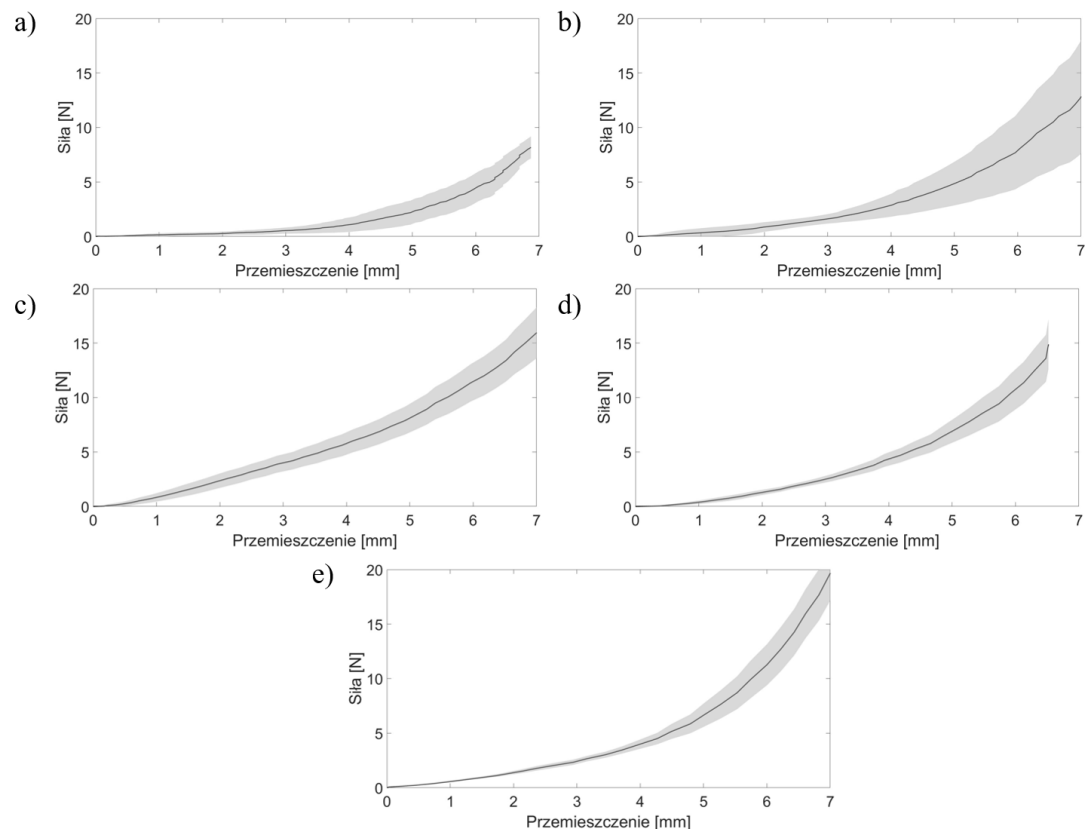
Model konstytutywny Ogden'a oraz Mooney-Rivlina został zastosowany w celu zamodelowania krzywej siła-przemieszczenia na podstawie metody analitycznej, opisanej w [75], która umożliwia wyznaczenie siły na podstawie przemieszczenia oraz współczynników takich, jak grubość tkanki. Grubość tkanki zmierzona została na podstawie skanu MRI (Rys. 6.17). Siła dla modelu Mooney-Rivlina (F_{MR}) obliczana była za pomocą następującego równania:

$$F_{MR} = \pi a^2 \left\{ \frac{20C_{10}}{3\pi(1-\nu^2)} \left(\frac{\epsilon_1^3 - 3\epsilon_1^2 + 3\epsilon_1}{\epsilon_1^2 - 2\epsilon_1 + 1} \right) + \frac{20C_{01}}{3\pi(1-\nu^2)} \left(\frac{\epsilon_1^3 - 3\epsilon_1^2 + 3\epsilon_1}{-\epsilon_1^3 + 3\epsilon_1^2 - 3\epsilon_1 + 1} \right) \right\}, \quad (5)$$

gdzie a to promień kontaktu, C_{10} i C_{01} to współczynniki materiałowe, ϵ_1 – odkształcenie podczas wgłębiania, a ν – współczynnik Poissona materiału. W przypadku modelu Ogdena siła (F_O) jest definiowana jako:

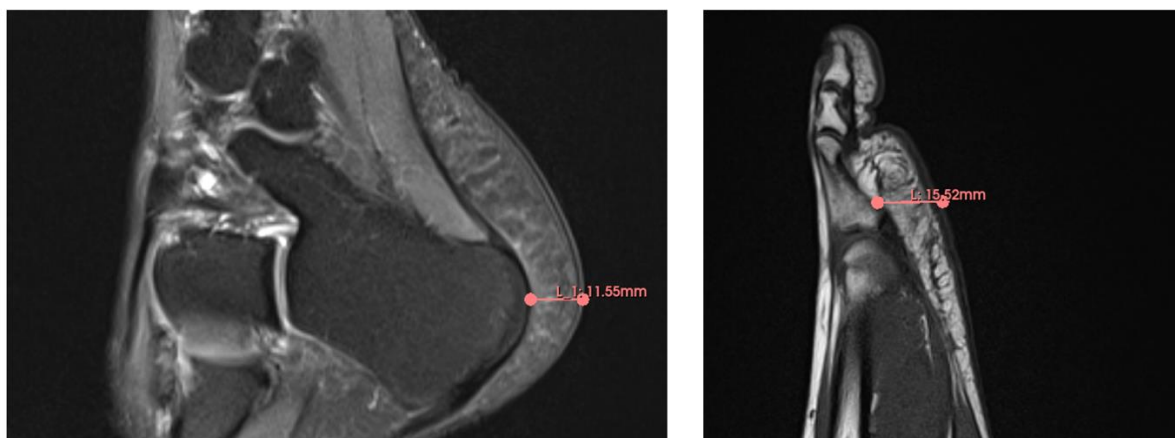
$$F_O = \pi a^2 \frac{40\mu_1}{3\pi\alpha_1(1-\nu^2)} \left[(1-\epsilon_1)^{\frac{\alpha_1}{2}-1} - (1-\epsilon_1)^{\alpha_1-1} \right], \quad (6)$$

gdzie μ_1 i α_1 są współczynnikami materiałowymi.

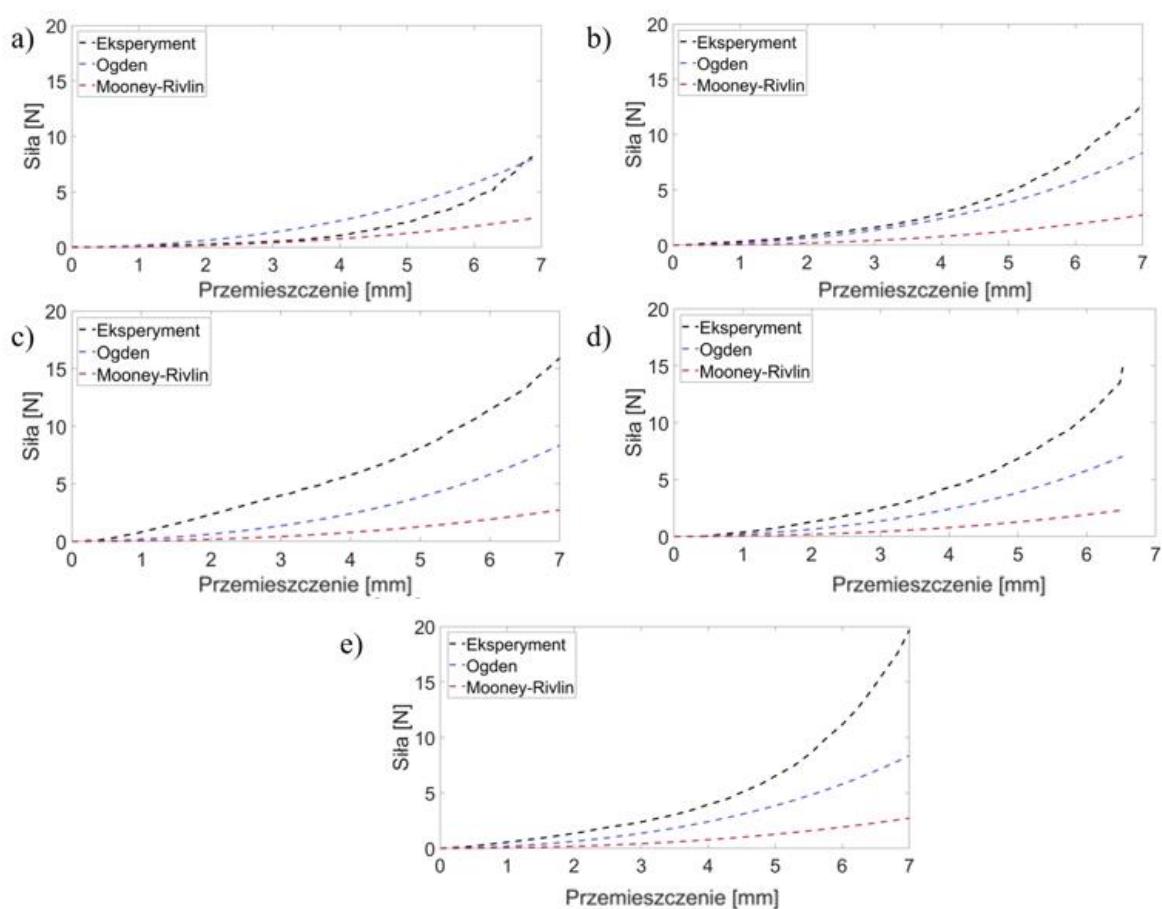


Rys. 6.16. Uzyskane krzywe siła – przemieszczenie dla różnych prędkości (pięta): a) $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, b) $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, c) $9 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, d) $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, e) $13 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.

Uzyskane wyniki zostały porównane z krzywymi eksperymentalnymi w celu oceny dokładności zastosowanych modeli konstytutywnych (Rys. 6.18). Ze względu na znaczną różnicę pomiędzy krzywą teoretyczną a krzywą eksperymentalną, stwierdzono, że istnieje konieczność dalszej optymalizacji współczynników materiałowych w obu modelach. Proces optymalizacji ma na celu dostosowanie parametrów materiałowych tak, aby lepiej odzwierciedlały one rzeczywiste zachowanie materiału poddanego obciążeniom, co pozwoli na uzyskanie większej zgodności pomiędzy wynikami teoretycznymi a danymi doświadczalnymi. Optymalizacja tych współczynników jest kluczowa dla zwiększenia precyzji modelu, co w konsekwencji może prowadzić do bardziej wiarygodnych symulacji i dokładniejszych predykcji w analizach biomechanicznych.



Rys. 6.17. Pomiar grubości tkanek za pomocą oprogramowania 3D Slicer.



Rys. 6.18. Porównanie krzywych siła przemieszczenie dla danych eksperymentalnych i literaturowych dla różnych prędkości (pięta): a) $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, b) $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, c) $9 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, d) $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, e) $13 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.

6.4. Algorytmy optymalizacyjne

Ze względu na znaczące różnice pomiędzy krzywą siła–przemieszczenie uzyskaną na podstawie danych eksperymentalnych a krzywą uzyskaną na podstawie danych literaturowych,

podjęto decyzję o zastosowaniu algorytmów optymalizacyjnych w celu dopasowania wartości współczynników modeli materiałowych. Celem tego działania było uzyskanie krzywej, która jak najdokładniej odzwierciedlałaby krzywą eksperymentalną. W tym celu zastosowano dwa algorytmy optymalizacyjne: GA oraz VOA.

GA, należący do klasy algorytmów heurystycznych, jest jedną z ewolucyjnych metod optymalizacji. Mechanizmy ewolucji oraz doboru naturalnego pozwalają na przeszukiwanie zbioru dostępnych rozwiązań w celu zdefiniowania rozwiązania najlepszego lub możliwie najlepszego. Działanie GA opiera się na pięciu podstawowych etapach (Rys. 6.19). W pierwszym kroku następuje inicjacja początkowej populacji osobników – potencjalnych rozwiązań problemu. Następnie, każde z zaproponowanych, najczęściej w sposób losowy, rozwiązań poddawane jest ocenie. Wybierane są najlepiej przystosowane osobniki. Na podstawie wybranych osobników za pomocą operacji genetycznych, takich jak krzyżowanie i mutacja, definiowane są nowe pokolenia. Algorytm naśladuje proces naturalnej selekcji poprzez ocenę przystosowania poszczególnych osobników oraz eliminację osobników słabszych i krzyżowanie ze sobą osobników najsilniejszych. Wynikiem działania algorytmu genetycznego jest populacja najlepiej przystosowanych osobników, wśród których może znajdować się najlepsze rozwiązanie [76-77].

W optymalizacji ciągłej zastosowanie znajduje również algorytm VOA, która naśladuje zachowanie wirusa podczas ataku na komórkę gospodarza. W algorytmie VOA wyróżnia się trzy główne etapy: inicjalizację, replikację i utrzymanie.

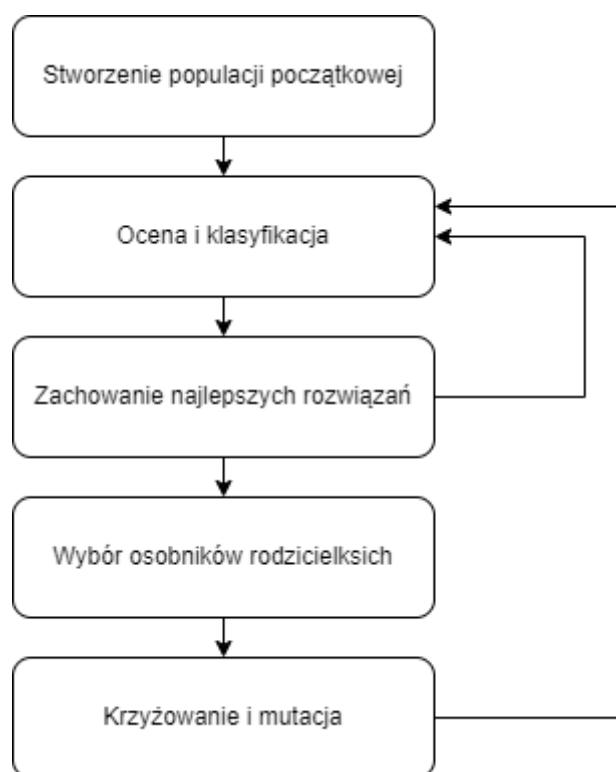
Pierwsza populacja wirusów tworzona jest w procesie inicjalizacji (Rys. 6.20). Następnym krokiem jest losowe generowanie początkowych wirusów. Wirusy są klasyfikowane jako silne (*SV*, ang. *strong viruses*) lub pospolite (*CV*, ang. *common viruses*). W trakcie procedury replikacji tworzy się określoną liczbę nowych wirusów (*NV*, ang. *new viruses*) zarówno z silnych, jak i pospolitych członków populacji. Nowo wygenerowane wirusy oblicza się według następujących równań:

$$NV_{kl} = SV_{kl} \pm \frac{rand()}{intensywność} SV_{kl}, \quad (7)$$

$$NV_{kl} = CV_{kl} \pm rand() CV_{kl}, \quad (8)$$

gdzie indeksy k oraz l oznaczają k -tego członka populacji w l -tym wymiarze, natomiast $rand$ reprezentuje liczbę losową z zakresy od 0 do 1 przy założeniu rozkładu równomiernego. Parametr zwany intensywnością determinuje tempo generowania nowych silnych wirusów. Trzeci etap, utrzymanie, następuje w wyniku interakcji między zdefiniowanymi wirusami

a komórkami gospodarza. Wielkość populacji zmniejsza się, jeśli liczba wirusów znajdujących się w komórce gospodarza przekracza określoną liczbę.



Rys. 6.19. Schemat blokowy algorytmu genetycznego.

Narzędziem do oceny populacji jest średnia wartość funkcji celu. Wirusy, które dają najgorsze wyniki pod względem średnich wartości funkcji celu są usuwane. Liczba zabitych członków populacji (KM , ang. *killed members*) jest określona zgodnie z następującym równaniem:

$$KM = rand(0, NP - NSV) \quad (9)$$

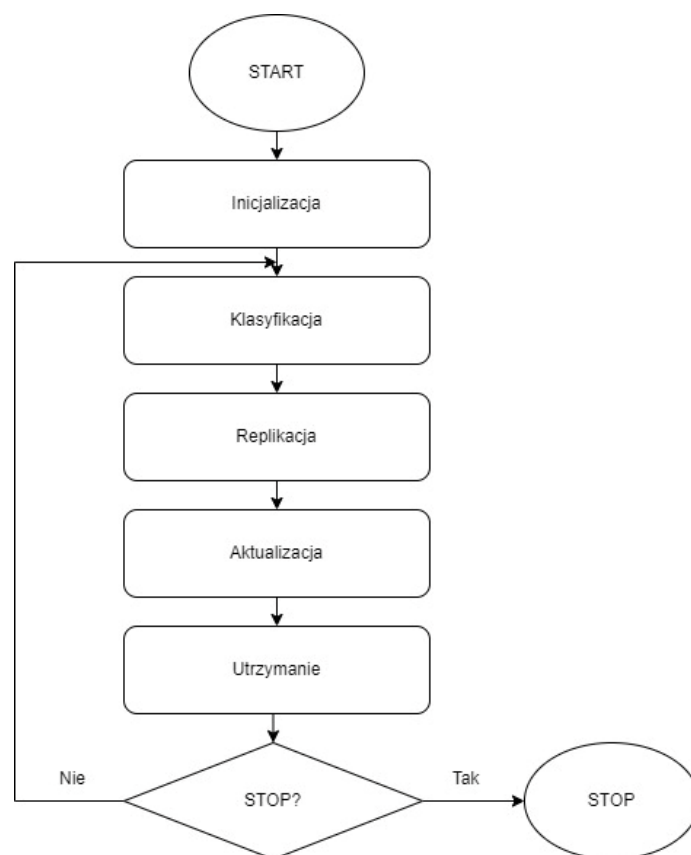
gdzie NP to wielkość populacji, która oznacza aktualną liczbę wirusów w komórce gospodarza, a NSV liczbę silnych wirusów.

Algorytm ma pięć parametrów, których wartość należy zdefiniować. Należy do nich: liczba początkowych rozwiązań (NIS , ang. *number of initial solutions*), liczba silnych wirusów (NSV , ang. *number of strong viruses*), tempo wzrostu nowych rozwiązań z silnych i pospolitych wirusów ($GRSV$, ang. *growth rate of strong viruses* oraz $GRCV$, ang. *growth rate of common viruses*) oraz kryterium zatrzymania (maksymalna liczba replikacji – MNR , ang. *maximal number of replications*) [78], [79], [80]. W przypadku algorytmu VOA zbadano

wpływ poszczególnych parametrów algorytmu na uzyskiwane wyniki. Zakresy badanych zmiennych przedstawiono w Tab. 6.5.

Tab. 6.5. Zakresy wartości testowanych parametrów algorytmu inspirowanego zachowaniem wirusów.

Parametr	Zakres
<i>MNR</i>	150-2500
<i>NIS</i>	10-50
<i>NSV</i>	1-5
<i>GRSV</i>	1-5
<i>GRCV</i>	1-5



Rys. 6.20. Schemat blokowy algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów.

Parametry materiałowe modeli materiałów hipersprężystych Ogdena oraz Mooney-Rivlina zostały zoptymalizowane za pomocą dwóch algorytmów optymalizacyjnych: GA oraz VOA. Funkcja celu (E_1) zastosowana w obu algorytmach została opisana za pomocą następującego równania:

$$E_1 = \frac{1}{n_s} \sum_{i=1}^{n_s} \frac{|F_C(\delta_i) - F_{\text{exp}}(\delta_i)|}{F_{\text{exp}}(\delta_i)}, \quad (10)$$

gdzie n_s – oznacza liczbę próbek, a F_{exp} oraz δ_i to odpowiednio siła zmierzona podczas testów wgłębnikiem i odpowiadające jej przemieszczenie. Zmienna F_C oznacza natomiast wyznaczoną wartość siły (F_{MR} , F_O) z zastosowaniem aktualnego rozwiązania. Wartość zmiennych decyzyjnych badano w zakresie 0-100 MPa.

6.5. Wyniki

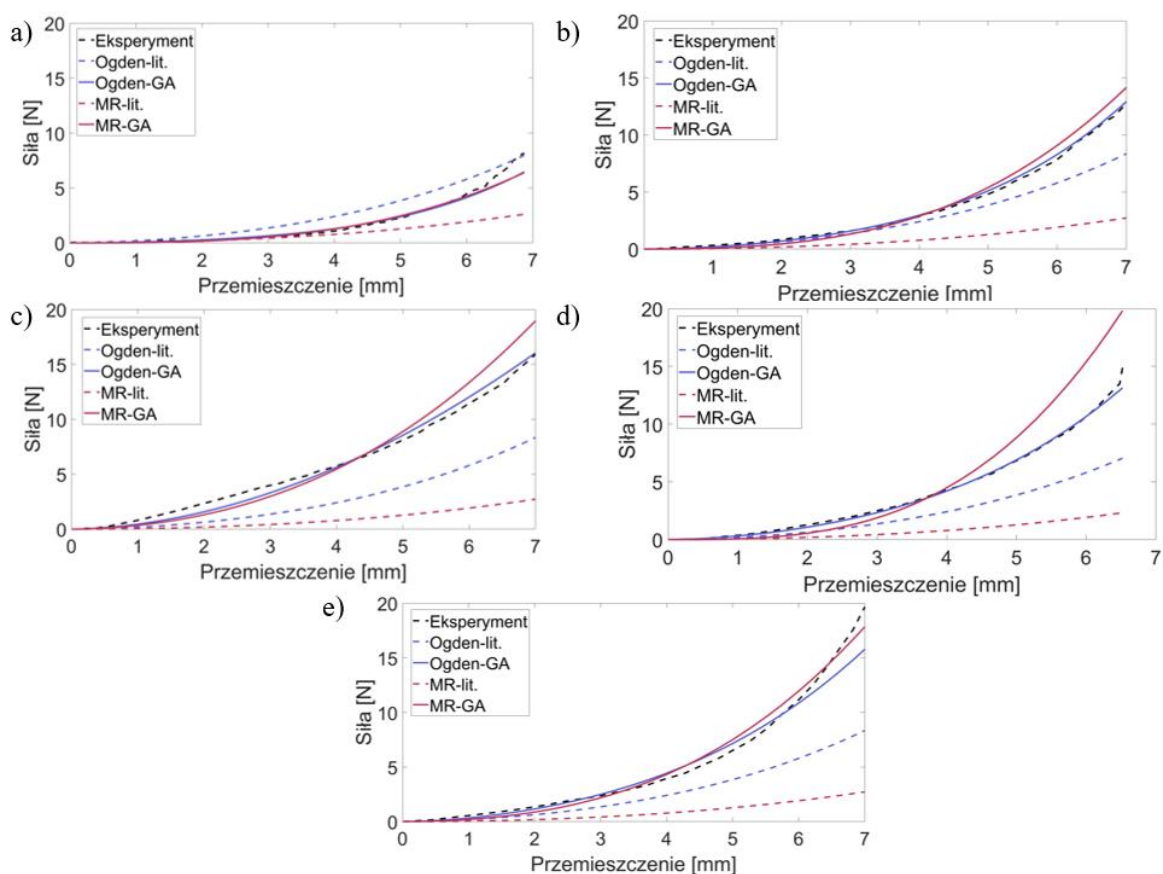
Przeprowadzona optymalizacja parametrów materiałowych za pomocą dwóch algorytmów optymalizacyjnych ma na celu zwiększenie dokładności zastosowanego modelu FEM poprzez dostosowanie współczynników materiałowych do indywidualnej charakterystyki tkanki miękkiej stopy osoby badanej. Początkowo porównano, za pomocą GA, uzyskiwaną dokładność odwzorowania krzywej siła-przemieszczenie dla dwóch modeli materiałowych: Ogdena oraz Mooney-Rivlina.

Rys. 6.21 przedstawia porównanie krzywych siła-przemieszczenie uzyskanych na podstawie danych eksperymentalnych, literaturowych oraz wyznaczonych za pomocą GA dla różnych prędkości odkształcenia. Porównując dane literaturowe z danymi eksperymentalnymi dla wszystkich analizowanych prędkości zauważono, że model Ogden dokładniej odwzorowywał krzywą siła-przemieszczenie. Dla wszystkich prędkości zauważono zdecydowanie dokładniejsze odwzorowanie krzywej za pomocą parametrów materiałowych uzyskanych w procesie optymalizacji. Proces optymalizacji znacząco poprawił dokładność predykcji modelu w stosunku do rzeczywistego zachowania materiału. Najmniejszą wartość funkcji celu zarówno dla modelu materiałowego Ogdena, jak i Mooney-Rivlina zaobserwowano dla prędkości równej $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ (Tab. 6.6).

Analizując dane porównawcze dla obu modeli, GA pozwolił na uzyskanie lepszego dopasowania w przypadku modelu Ogdena. Tylko w dwóch przypadkach model Mooney-Rivlina wykazał lepsze dopasowanie – dla prędkości $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ i $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Zaobserwowano, że przy przemieszczeniach większych niż 4 mm model Mooney-Rivlina wykazuje znaczące odchylenie od danych eksperymentalnych.

Tab. 6.6. Wartość funkcji celu uzyskana dla różnych modeli materiałowych.

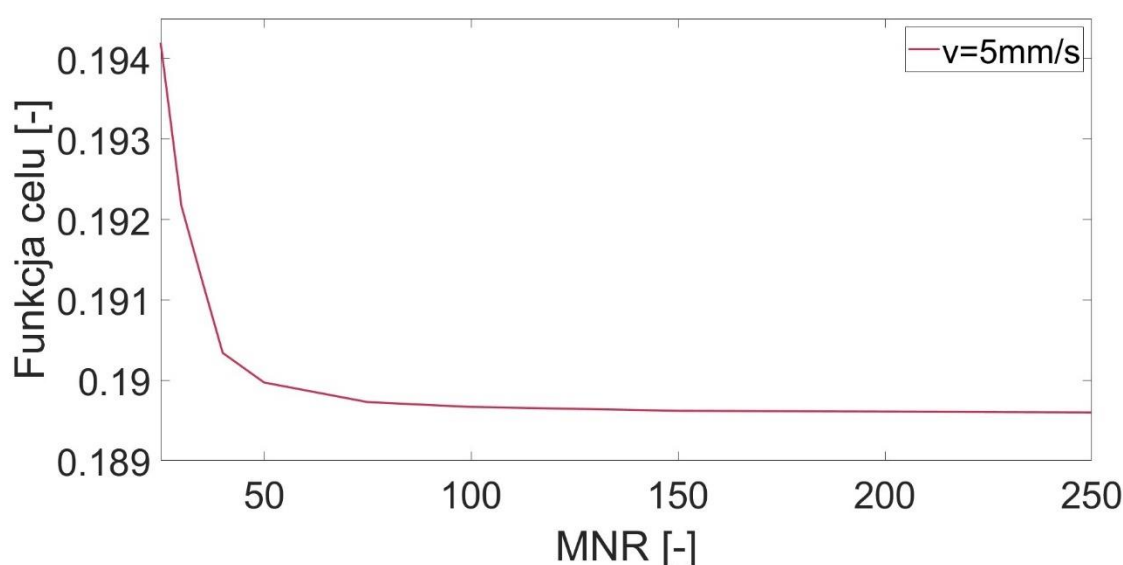
Prędkość [$\frac{\text{mm}}{\text{s}}$]	Ogden		Mooney-Rivlin	
	wartość funkcji celu	Odchylenie standardowe	wartość funkcji celu	Odchylenie standardowe
5	0,4484	0,2722	0,3450	0,0907
7	0,1380	0,0360	0,2612	0,1097
9	0,1690	0,0001	0,3297	0,2490
11	0,4849	0,0345	0,4316	0,0451
13	0,1845	0,0004	0,3197	0,1343
Średnia	0,3562	—	0,4218	—



Rys. 6.21. Porównanie krzywych siła przemieszczenie dla danych eksperymentalnych, literaturowych i wyznaczonych za pomocą algorytmu genetycznego dla różnych prędkości (pięta): a) $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, b) $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, c) $9 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, d) $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, e) $13 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.

W kolejnym kroku dostosowano parametry algorytmu VOA przedstawione w Tab. 6.5. do analizowanego problemu. Parametry te obejmują m.in. NIS, NSV, a także GRCV i GRSV. Podczas obliczeń stosowano model materiałowy Ogdena.

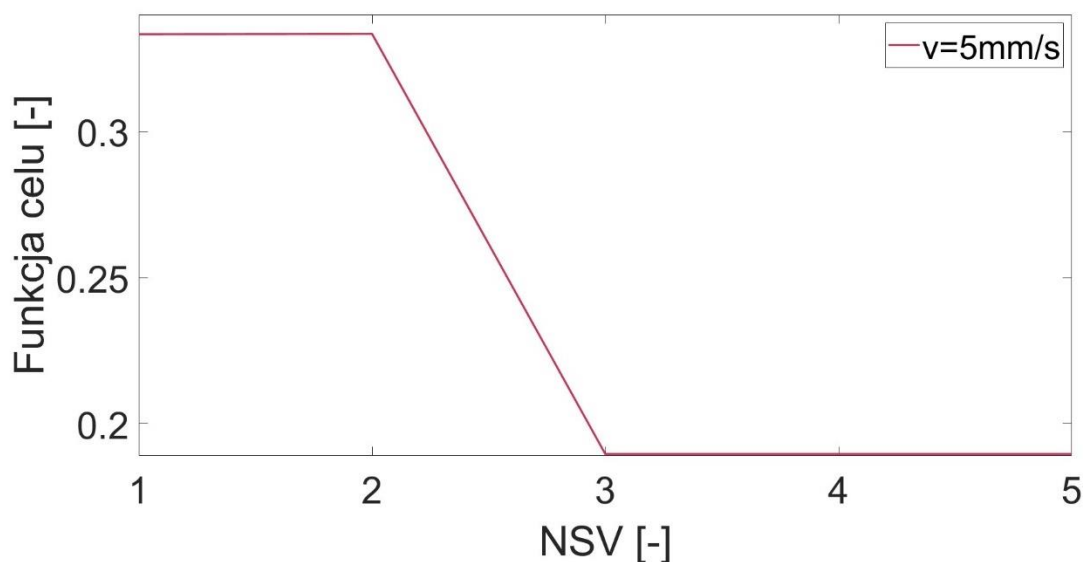
Pierwszy z parametrów, MNR, stanowi kryterium zatrzymania działania algorytmu. Parametr ten był analizowany w zakresie od 25-2500. Wykres przedstawiony na Rys. 6.22 prezentuje zależność wartości funkcji celu od wartości MNR dla prędkości równej $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Zaobserwowano, że wartość funkcji celu początkowo szybko maleje, a następnie stabilizuje się w okolicach wartości 0,1896 po około 75 iteracjach. Dla innych prędkości, wartość funkcji celu stabilizowała się wcześniej, co sugeruje, że w tych przypadkach proces optymalizacji osiągał zbieżność szybciej. Na podstawie tych obserwacji ustalono, że minimalna wartość MNR potrzebna do osiągnięcia stabilnych wyników optymalizacji powinna wynosić co najmniej 75. Taki dobór wartości MNR pozwala na zapewnienie, że optymalizacja osiągnie odpowiednią dokładność dla wszystkich rozważanych prędkości, w tym również dla przypadków, gdzie zbieżność może następować później.



Rys. 6.22. Wpływ maksymalnej liczby replikacji na uzyskiwaną wartość funkcji celu.

Wykres przedstawia zależność wartości funkcji celu od NSV dla prędkości $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Na początku, gdy NSV wynosi 1 lub 2, wartość funkcji celu utrzymuje się na stałym poziomie. Dopiero po zwiększeniu liczby silnych wirusów do 3, obserwujemy gwałtowny spadek wartości funkcji celu. Po osiągnięciu przez NSV wartości równej 3, funkcja celu osiąga wartość stabilną i pozostaje na tym samym poziomie również przy dalszym zwiększaniu NSV do 4 i 5. Tendencja ta zachowana jest również dla innych prędkości. By osiągnąć efektywną

optymalizację i minimalizację funkcji celu, wartość NSV powinna wynosić co najmniej 3. Dalsze zwiększanie tej liczby nie przynosi dodatkowych korzyści w kontekście dalszej redukcji wartości funkcji celu. W związku z tym, dla tego konkretnego przypadku, wartość NSV równa 3 jest optymalnym wyborem, zapewniającym zarówno efektywność, jak i stabilność optymalizacji (Rys. 6.23).



Rys. 6.23. Wpływ liczby silnych wirusów na uzyskiwaną wartość funkcji celu.

Zmiana wartości pozostałych parametrów nie wpływała znacząco na poprawę otrzymywanej wartości funkcji celu. Wyznaczone wartości parametrów algorytmu VOA zastosowane podczas dalszych analiz przedstawiono w Tab. 6.7.

Tab. 6.7. Wyznaczone wartości parametrów dla algorytmu inspirowanego zachowaniem wirusów.

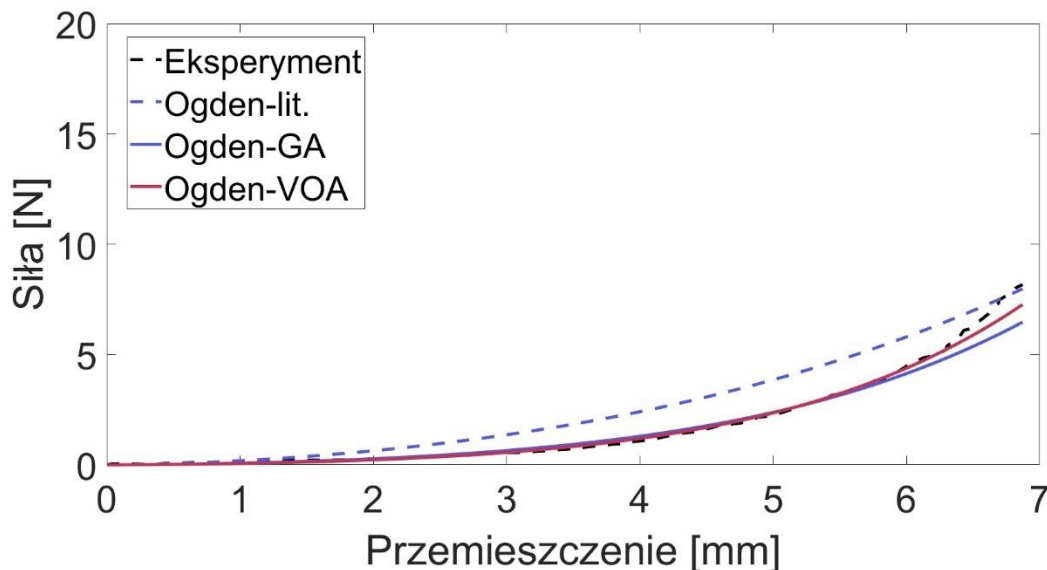
Parametr	Wartość
<i>MNR</i>	250
<i>NIS</i>	10
<i>NSV</i>	3
<i>GRSV</i>	1
<i>GRCV</i>	1

Dla wszystkich prędkości uzyskano dokładniejsze dopasowanie za pomocą algorytmu VOA w porównaniu do GA. Największa różnica między wartością funkcji celu dla algorytmów

VOA i GA wystąpiła przy prędkości $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ i wynosiła 0,2588. Jest to szczególnie widoczne dla przemieszczeń powyżej 6 mm (Rys. 6.24). Dla pozostałych prędkości różnica ta nie przekraczała 0,027 (Tab. 6.8). W związku z przeprowadzonymi eksperymentami do dalszych obliczeń zastosowano model materiałowy Ogdena zoptymalizowany za pomocą VOA. Wyznaczone współczynniki przedstawiono w Tab. 6.9.

Tab. 6.8. Wartość funkcji celu uzyskana dla różnych algorytmów optymalizacyjnych.

Prędkość [$\frac{\text{mm}}{\text{s}}$]	GA	VOA
	wartość funkcji celu	wartość funkcji celu
5	0,4484	0,1896
7	0,1380	0,1112
9	0,1690	0,1688
11	0,4849	0,4549
13	0,1845	0,1837
Średnia	0,2850	0,22164



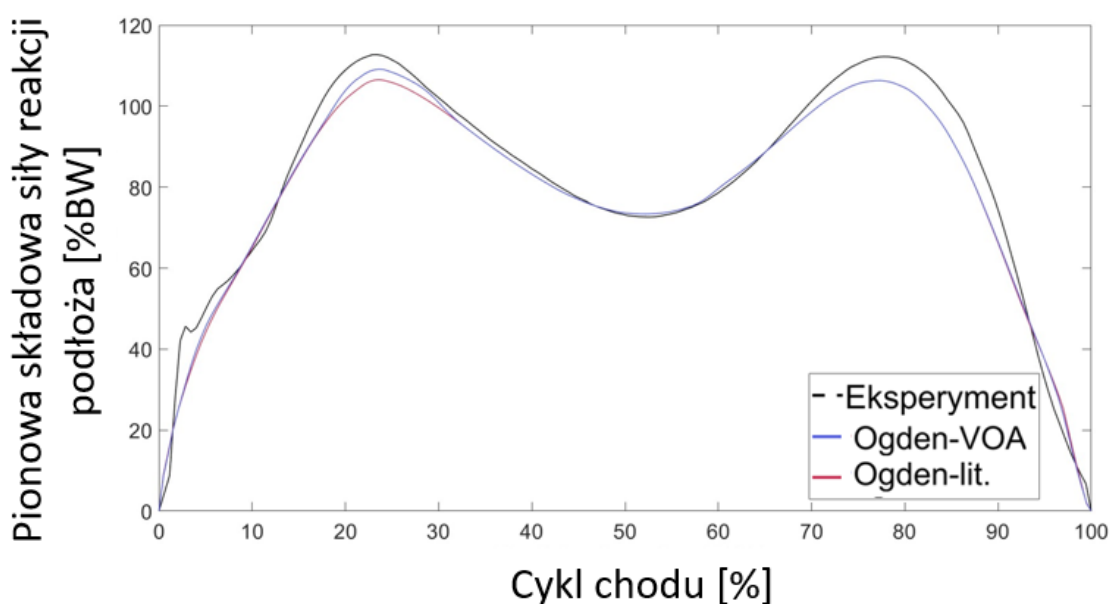
Rys. 6.24. Krzywa siła-przemieszczenia dla modelu materiałowego Ogdena (pięta): $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.

Ostatnim etapem przeprowadzanych analiz było sprawdzenie wpływu zoptymalizowanych parametrów na uzyskiwany przebieg pionowej siły reakcji podłoża. Dane eksperymentalne zmierzone za pomocą platform dynamometrycznych zostały porównane z danymi literaturowymi oraz parametrami uzyskanymi w procesie optymalizacji (Rys. 6.25).

Wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża wyrażono jako procent masy ciała (BW, ang. *Body Weight*).

Tab. 6.9. Współczynniki materiałowe wyznaczone za pomocą optymalizacji algorytmem zainspirowanym zachowaniem wirusów.

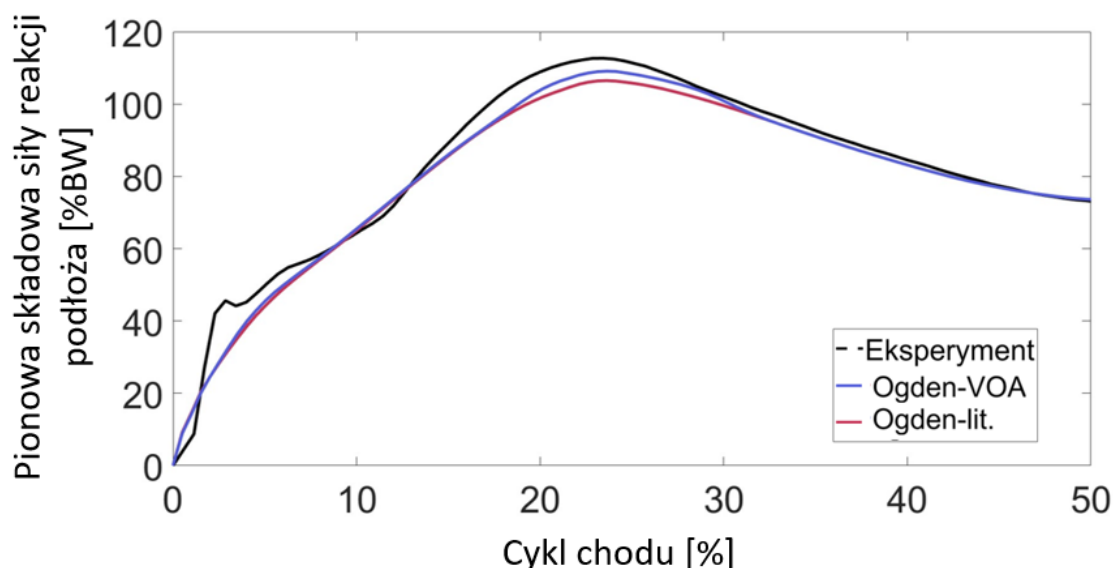
Prędkość [$\frac{\text{mm}}{\text{s}}$]	μ_1 [MPa]	α_1 [MPa]
5	0,0054	14,6808
7	0,0177	10,2185
9	0,0378	2,4854
11	0,0277	8,0991
13	0,0314	6,4820



Rys. 6.25. Przebieg pionowej siły reakcji podłoża-porównanie ($5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$).

Na wykresie przedstawiono porównanie sił reakcji podłoża dla fazy podporowej cyklu chodu. Zaobserwowano, że model materiałowy Ogdena zoptymalizowany za pomocą algorytmu VOA pozwala na uzyskanie dokładniejszych rezultatów, szczególnie, gdy siła reakcji podłoża osiąga swoje maksimum (Rys. 6.26). W dalszych fazach, zoptymalizowany model charakteryzuje się zbliżonym odchyleniem od wartości eksperymentalnej, jak model literaturowy. Optymalizacja modelu Ogdena przy użyciu algorytmu VOA znacząco poprawiła dopasowanie do danych eksperymentalnych – w fazie chodu, podczas której obserwuje się

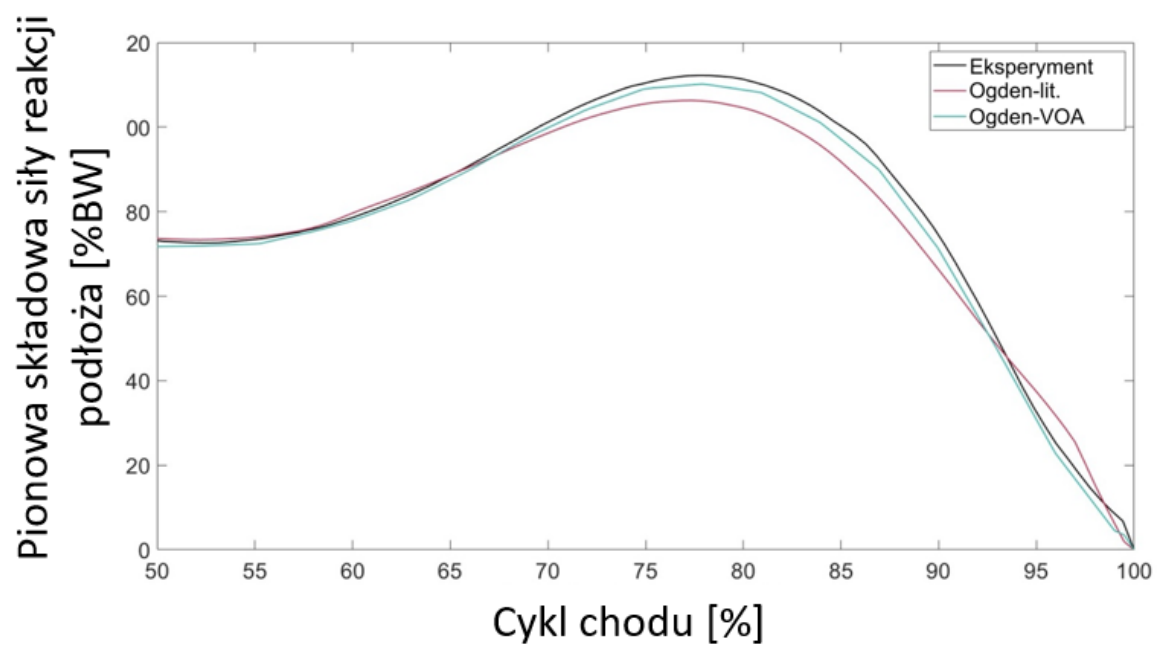
pierwsze maksimum siły reakcji podłoża. Wyniki te potwierdzają, że algorytm VOA jest skuteczny w poprawie zgodności modelu FEM z rzeczywistymi danymi biomechanicznymi. Nie zaobserwowano jednak poprawy dopasowania w obszarze drugiego maksimum – fazie propulsji.



Rys. 6.26. Fragment przebiegu pionowej siły reakcji podłoża – wizualizacja pierwszego maksima.

Poduszka tłuszczowa pięty to wyspecjalizowana struktura, która poddawana jest działaniom dużych obciążeń ściskających. Pomimo różnic w budowie między poduszką pięty a resztą podeszwy stopy, tkanki miękkie otaczających szkielet stopy jest charakteryzowana na podstawie odpowiedzi poduszki pięty, a mechaniczne zachowanie innych części podeszwy stopy nie jest zazwyczaj uwzględniane [81], [82]. W związku z tym zoptymalizowano podobnie jak dla pięty współczynniki materiałowe dla tkanek miękkich obejmujących śródstopie, a następnie zastosowano uzyskany model w analizie chodu. Jak przedstawiono na Rys. 6.27 pozwoliło to na znaczną poprawę odpowiedzi modelu w fazie propulsji, gdzie obciążane są głównie tkanki miękkie zlokalizowane w obrębie stopy. Badanie pokazuje, jak istotne jest uwzględnienie parametrów tkanek miękkich w obrębie śródstopia podczas definiowania współczynników materiałowych.

Przeprowadzona analiza chodu potwierdziła poprawność zdefiniowanego modelu FEM, w szczególności warunków brzegowych i obciążeń. Na tej podstawie w kolejnym rozdziale zostały przeprowadzone analizy chodu z zastosowaniem sparametryzowanej protezy.



Rys. 6.27. Fragment przebiegu pionowej siły reakcji podłoża – wizualizacja drugiego maksima.

7. Optymalizacja geometryczna protez stóp

Stopa protezowa jest kluczowym elementem protezy kończyny dolnej. Wyróżnia się aż dwanaście różnych poziomów amputacji w obrębie stopy – od amputacji samych palców, przez śródstopie, aż po odjęcie całej stopy. W przypadku amputacji w obrębie palców często wystarczające są uzupełnienia kosmetyczne, ponieważ utrata tej części stopy nie wpływa w znaczący sposób na lokomocję pacjenta. Jednak w przypadku amputacji obejmujących większy fragment stopy, konieczne jest zastosowanie protezy funkcjonalnej pozwalającej na wykonywanie podstawowych czynności. W takich przypadkach funkcjonalna proteza pozwala na zachowanie równowagi, poprawę mobilności i jakość życia pacjenta. W zależności od poziomu amputacji, może ona różnić się w swojej budowie i funkcji.

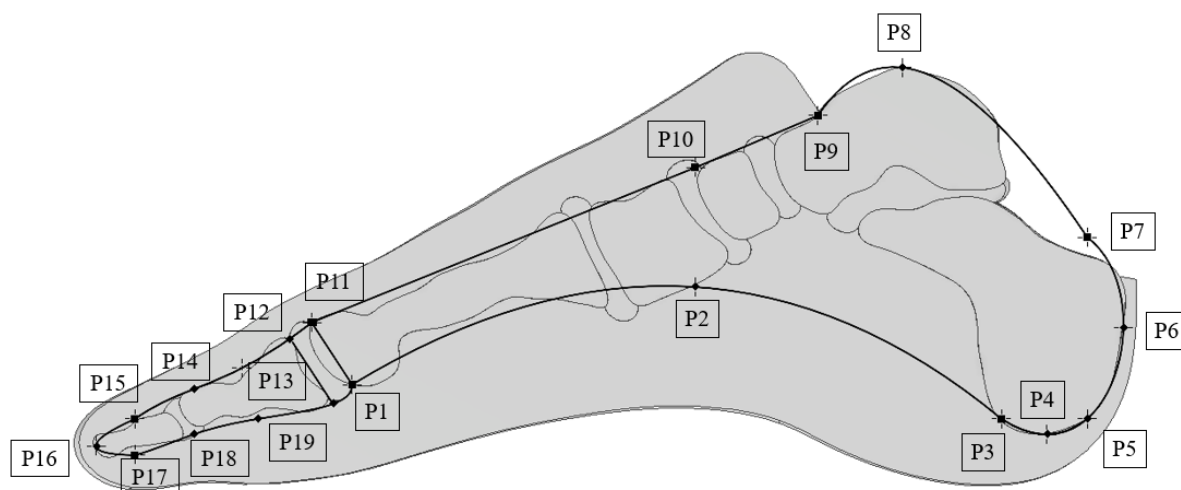
Stopa protezowa jako komponent zaopatrzenia protetycznego odpowiedzialna jest za podtrzymywanie masy całego ciała oraz odgrywa kluczową rolę podczas lokomocji. Wymagania dotyczące funkcjonalności definiowane są na podstawie poziomu aktywności pacjenta. W przypadku pacjentów o mniejszej aktywności, protezy stóp mają za zadanie przede wszystkim utrzymanie równowagi. Natomiast dla najbardziej aktywnych użytkowników, stopa protezowa powinna pozwolić na naśladowanie fizjologicznej charakterystyki chodu człowieka: podczas pierwszego etapu fazy podporowej działać jak amortyzator (kontakt pięty z podłożem), umożliwiać płynne przetaczanie stopy, a także dostosowywać się do nierówności terenu. Wśród wymagań dotyczących funkcjonalności stopy można wskazać również wspomaganie fazy propulsji.

7.1. Parametryczny model stopy

Pracę nad optymalizacją protezy rozpoczęto od opracowania parametrycznego modelu protezy pozwalającego na modyfikowanie kluczowych (z perspektywy chodu) elementów protezy. Pozwoliło to na przeprowadzenie symulacji dla różnych zestawów parametrów w celu zbadania ich wpływu na uzyskiwaną wartość pionowej siły reakcji podłoża.

Opracowany model protezy zainspirowany był kształtem anatomicznej stopy. Zdefiniowano 19 kluczowych punktów pozwalających na zamodelowanie protezy (Rys. 7.1). W budowie protezy wyróżniono trzy komponenty: część odpowiadającą za obszar pięty, element obejmujący staw śródstopno-paliczkowy oraz segment przeznaczony dla palca. Każdy z tych elementów pełni specyficzną funkcję, współpracując w celu jak najwierniejszego odwzorowania naturalnych ruchów stopy. Model parametryczny stopy zbudowano za pomocą

FreeCAD Python API (interfejs programowania aplikacji) w celu automatyzacji procesu modelowania. Wszystkie przedstawione w poniższym rozdziale operacje przeprowadzone zostały za pomocą jednego skryptu napisanego w języku Python.



Rys. 7.1. Podstawowy model wewnętrznej struktury protezy.

Poszczególne etapy algorytmu generowania modelu stopy przedstawiono na Rys. 7.2. W modelu każdy ze zdefiniowanych punktów może być kontrolowany przez użytkownika. Poza tym w modelu są dwie dodatkowe zmienne – odsunięcie krawędzi zewnętrznej szkicu od geometrii kila (Z1) oraz grubość stawu śródstopno-paliczkowego (Z2).

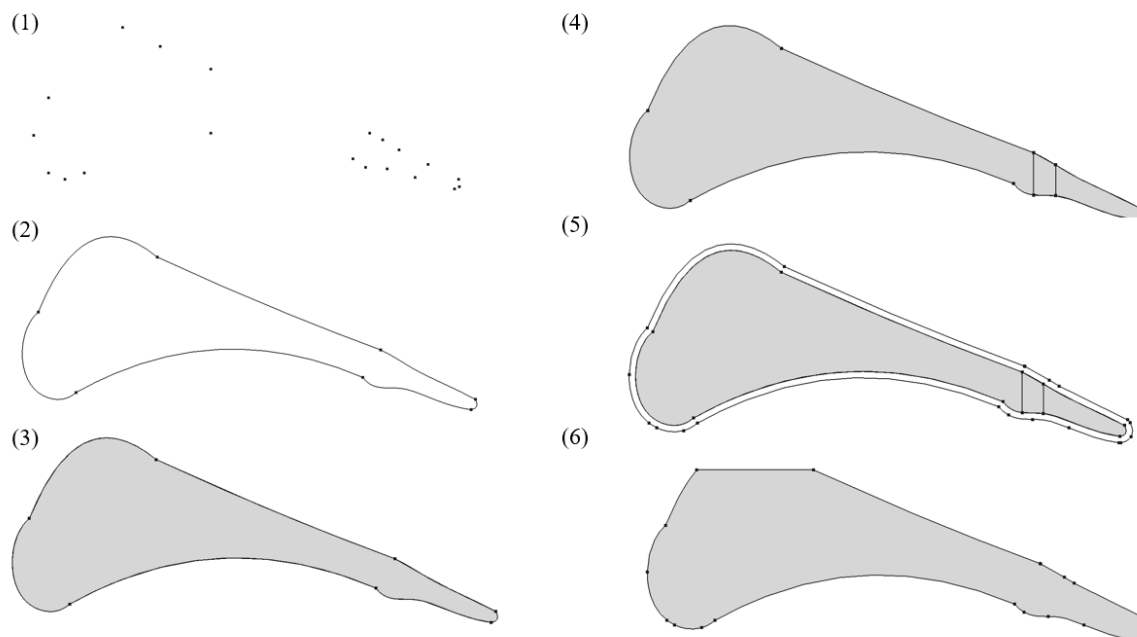
Program rozpoczyna swoje działanie od inicjalizacji nowego dokumentu, a następnie wczytuje listę punktów kontrolujących kształt geometrii kila (Rys. 7.3). Następnie na podstawie punktów tworzone są krzywe złożone – definiują one kontur modelu. Pojedyncza krzywa nie tworzy zamkniętego kształtu, dlatego wymagane jest połączenie ich w jedną krzywą.

W rezultacie połączenia zdefiniowanych krzywych złożonych, utworzona zostaje powierzchnia wewnątrz zbudowanego obrysu. Następnie powierzchnia ta jest wyciągnięta na zadaną odległość w celu utworzenia bryły. Wyciągnięcie realizowane jest wzdłuż anatomicznej osi poprzecznej. Kolejne kroki pozwalają na utworzenie płaszczyzn podziału wyodrębniających część obejmującą staw śródstopno-paliczkowy.

Ostatni etap związany jest z generowaniem zewnętrznej powłoki protezy. Za pomocą parametru Z1 definiowana jest grubość powłoki zewnętrznej. Kształt ten nie uwzględnia wolnej przestrzeni na geometrię kila – zostanie ona zdefiniowana w dalszych etapach działania algorytmu. Następnie wszystkie komponenty eksportowane są do plików w formacie *.stl.



Rys. 7.2. Algorytm działania skryptu generującego geometrię protezy.

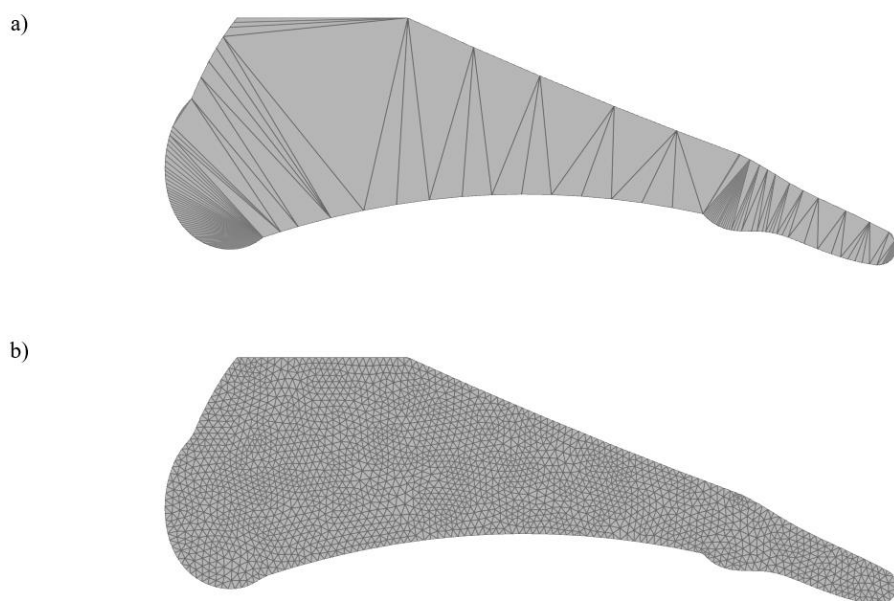


Rys. 7.3. Wizualizacja kluczowych etapów realizowania algorytmu.

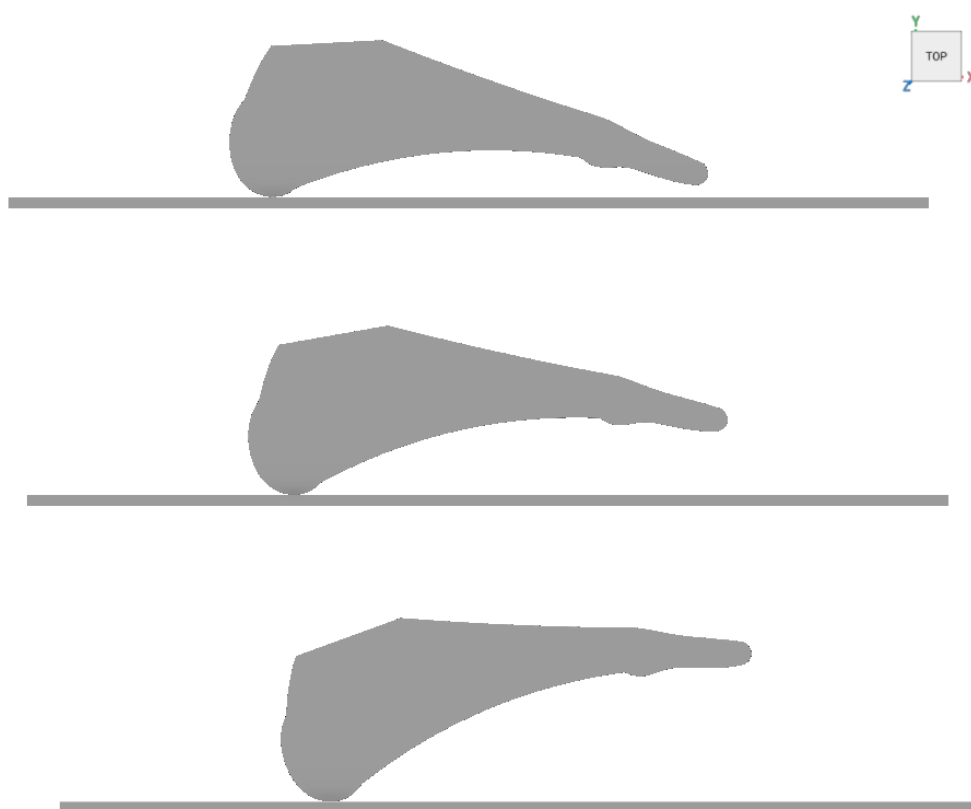
Wyeksportowana siatka reprezentująca geometrię za pomocą programu FreeCad jest siatką zgrubną, wykorzystująca niewiele trójkątów do odwzorowania geometrii. Przed wykonaniem kolejnych operacji na pliku konieczne jest zmniejszenie rozmiaru elementów siatki w celu zwiększenia dokładności przeprowadzanych operacji. Dla przedstawionego przykładu, siatka dla zewnętrznej części protezy składa z 888 elementów (Rys. 7.4a). Proces redefiniowania siatki przeprowadzono w oprogramowaniu nTop korzystając z plików *.json modyfikowanym za pomocą skryptu w języku Python. Efekt przeprowadzonej operacji przedstawiono na Rys. 7.4b. Dla przykładu zawartego na Rys. 4.7b liczba elementów wynosi 9 356.

Utworzona geometria zastosowana została w modelu elementów skończonych chodu, dlatego konieczne jest zorientowanie geometrii odpowiednio w przestrzeni, tak aby nachylenie protezy do podłoża odpowiadało wartości przedstawionej w Tab. 6.3. Po rotacji komponentów dodawana jest geometria podłoża (Rys. 4.8).

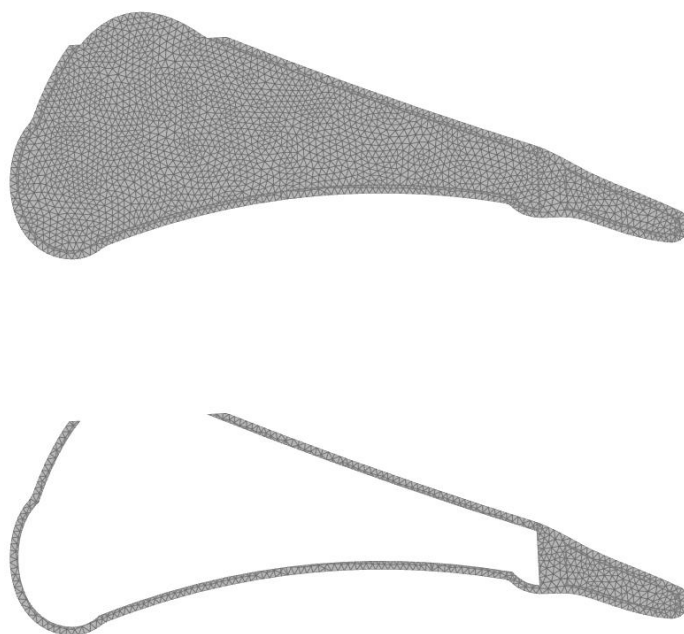
Geometria powłoki protezy musi uwzględniać wewnątrz przestrzeń na elementy kila, dlatego za pomocą operacji boolowskich usunięto z siatki powłoki elementy w przestrzeni, w których następuje kolizja z pozostałymi częściami. Operacja realizowana jest za pomocą biblioteki pyFEMhlab. Następnie, przy użyciu GMSH API, utworzono plik geometrii do programu FEBio w formacie *.inp.



Rys. 7.4. Siatka 3D w pliku *.stl: a) FreeCAD, b) nTop.



Rys. 7.5. Orientacja geometrii protezy względem podłoża.



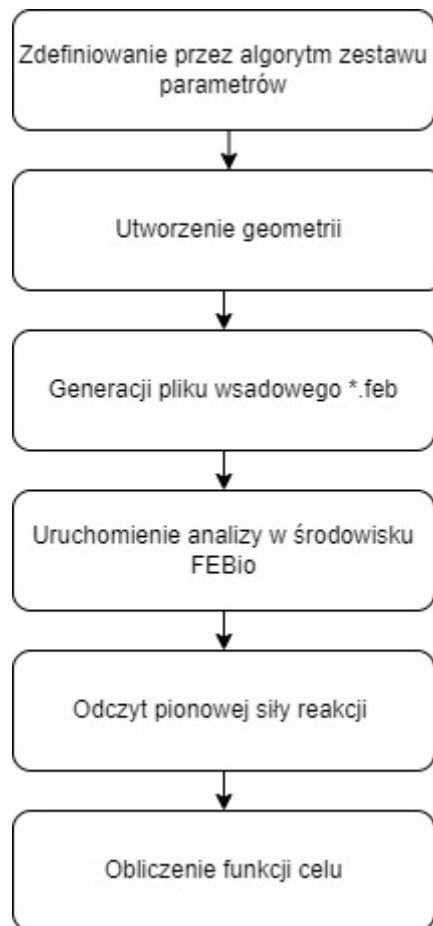
Rys. 7.6. Efekt realizowanej przykładowej operacji różnicy pomiędzy siatkami komponentów.

7.2. Algorytm optymalizacyjny

Opisany w poprzednim podrozdziale algorytm do automatycznego generowania geometrii protezy stopy zastosowany podczas procesu optymalizacji z wykorzystaniem algorytmu VOA. Opis algorytmu przedstawiono w rozdziale 6.20 (Rys. 6.4).

Celem zastosowanej procedury optymalizacyjnej jest minimalizacja różnicy między siłą reakcji podłoża uzyskaną podczas symulacji FEM oraz wartością zmierzoną eksperymentalnie dla stopy. Dane wejściowe (zmiennne decyzyjne) do funkcji celu to wektor zawierający zbiór optymalizowanych parametrów. Na ich podstawie generowana jest geometria, a następnie automatycznie tworzony jest plik wejściowy do środowiska FEBio (*.feb).

Zdefiniowany w środowisku FEBio model FEM stosuje zwalidowane w rozdziale szóstym warunki brzegowe i obciążenia. Elementy kila modelowane są jako bryły sztywne. Natomiast powłokę protezy i część imitującą staw śródstopno-paliczkowy zamodelowano za pomocą modelu materiału hipersprężystego Neo-Hookeana (Tab. 7.1).



Rys. 7.7. Schemat blokowy algorytmu pozwalającego na wyznaczenie wartości funkcji celu.

Tab. 7.1. Właściwości zastosowanego materiału hipersprężystego [83-84]

Model	Właściwości
Hipersprężysty (Neo-Hookeana)	$E = 10$ [MPa] $\nu = 0,35$ [–]

Wyniki symulacji zapisano w sekwencji plików w formacie *.vtk umożliwiającym przetwarzanie danych. Jest to konieczny krok w celu utworzenia macierzy zawierającej interpolowane dane wskazujące sumę sił reakcji podłoża w fazie podporowej. Siła wyrażona jest w procentach masy ciała, natomiast czas – jako procent czasu fazy podporowej z dokładnością do 1%. Umożliwi to porównanie sił w dokładnie w tym samym etapie cyklu chodu. Uzyskana za pomocą symulacji pionowa składowa siły podłoża pozwala na wyznaczenie wartości funkcji celu (E_2), definiowanej jako:

$$E_2 = \frac{1}{n_s} \sum_{i=1}^{n_s} \frac{|F_{\text{FEM}}(i) - F_{\text{exp}}(i)|}{F_{\text{exp}}(i)}, \quad (11)$$

gdzie n_s – oznacza liczbę próbek, a F_{exp} oraz F_{FEM} to odpowiednio siła zmierzona podczas eksperymentu oraz uzyskana podczas analizy FEM. Podczas procesu optymalizacji zbadano wpływ poszczególnych parametrów algorytmu VOA na uzyskiwaną wartość funkcji celu (Tab. 7.2).

Tab. 7.2. Zakresy wartości testowanych parametrów algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów – optymalizacja protezy.

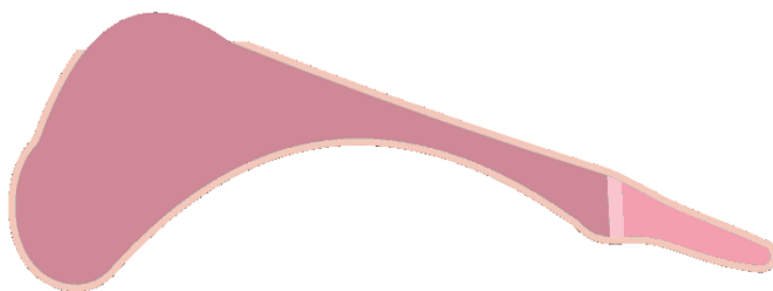
Parametr	Zakres	Wartość początkowa
<i>MNR</i>	3-25	10
<i>NIS</i>	1-5	1
<i>NSV</i>	1-5	1
<i>GRSV</i>	1-5	1
<i>GRCV</i>	1-5	1

Podczas procesu optymalizacji badano wpływ trzech parametrów geometrycznych na uzyskiwana wartość pionowej siły reakcji podłoża. Pierwszy z nich, Z1, definiuje odsunięcie krawędzi zewnętrznej szkicu od geometrii kila (Rys. 7.8). Kolejny z parametrów, Z2, określa grubość stawu śródstopno-paliczkowego (Rys. 7.9). Dodatkowo, w budowie anatomicznej stopy wyróżnia się dwa łuki podłużne. Analizie poddano również wpływ promienia łuku podłużnego przyśrodkowego (Z3). Łuk ten zdefiniowano pomiędzy punktami P1-P3. Wartość promienia zmieniano za pomocą modyfikowania wysokości punktu P2 w odniesieniu do punktu P1 (Rys. 7.10). Zakres wartości analizowanych parametrów geometrycznych przedstawiono w Tab. 7.3.

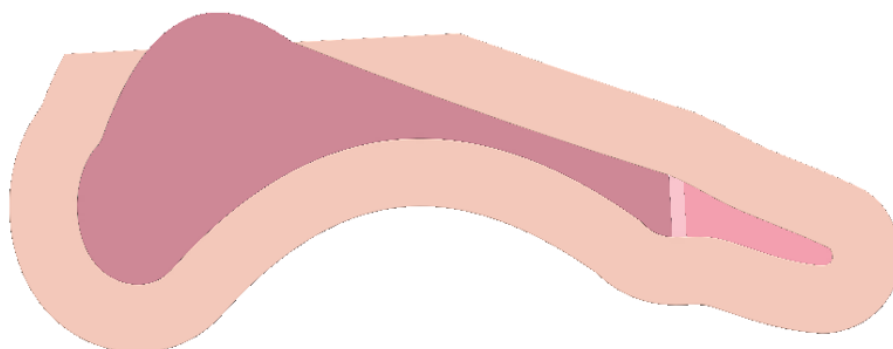
Tab. 7.3. Zakresy wartości testowanych parametrów geometrycznych protezy.

Parametr	Zakres [mm]
<i>Z1</i>	2-19
<i>Z2</i>	1-20
<i>Z3</i>	-2-30

Z1= min

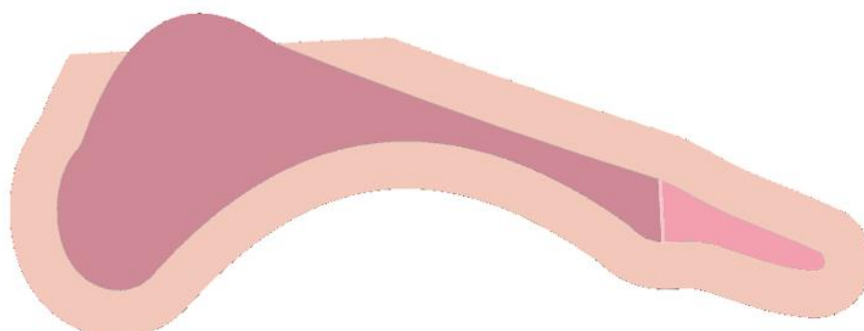


Z1= max

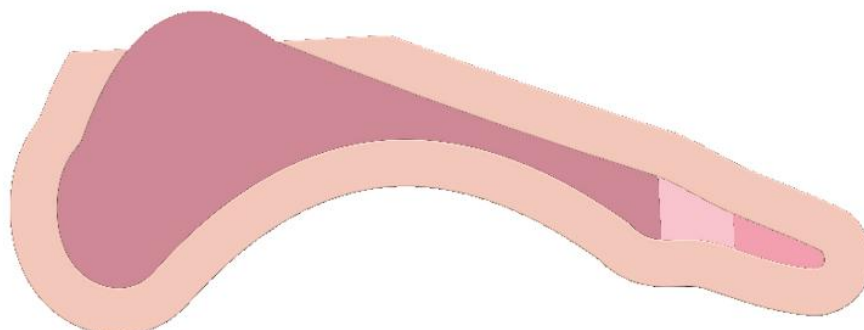


Rys. 7.8. Wizualizacja geometrii dla granicznych wartości parametru – Z1.

Z2= min

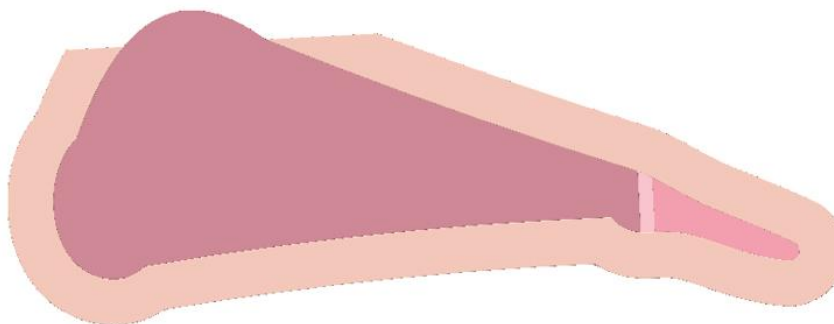


Z2= max

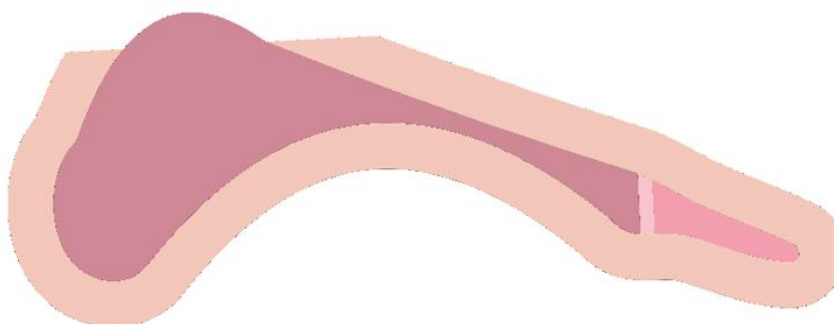


Rys. 7.9. Wizualizacja geometrii dla granicznych wartości parametru – Z2.

Z3= min



Z3= max



Rys. 7.10. Wizualizacja geometrii dla granicznych wartości parametru – Z3.

7.3. Wyniki

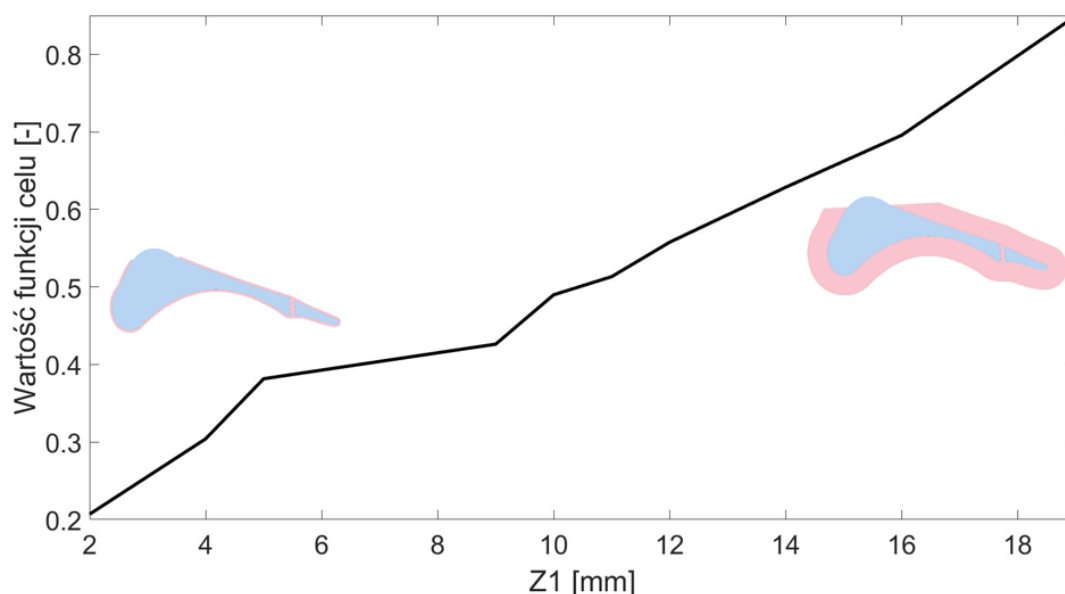
Analizę wpływu zdefiniowanych parametrów geometrycznych na uzyskiwaną składową pionową siły reakcji podłoża przeprowadzono badając wpływ pojedynczego parametru na wartość funkcji celu. Drugi etap obejmował proces optymalizacji trzech parametrów geometrycznych za pomocą algorytmu optymalizacyjnego VOA.

7.3.1. Analiza DoE

W niniejszym podrozdziale przedstawiono wyniki analizy eksperymentu planowanego DoE (ang. *Design of Experiments*) dla trzech wybranych parametrów geometrycznych. Celem analizy było zbadanie wpływu poszczególnych parametrów na wielkość funkcji celu. Każdy z parametrów analizowano osobno, co pozwoliło na precyzyjne określenie jego oddziaływania na wartość składowej pionowej siły podłoża.

Pierwszy z parametrów – Z1, definiuje odsunięcie krawędzi zewnętrznej szkicu od geometrii kila. Definiuje on grubość powłoki otaczającej rdzeń protezy. Parametr ten był badany w zakresie od 2-19 mm. Na Rys. 7.11 przedstawiono zależność pomiędzy uzyskaną wartością funkcji celu a grubością zewnętrznej powłoki protezy. Najmniejszą wartość błędu względnego pomiędzy danymi eksperymentalnymi a symulacją uzyskano dla wartości

parametru równego 2 mm. Wraz ze zwiększaniem się grubości powłoki zwiększała się wartość funkcji celu. Przyjmowała ona wartości w zakresie od 0,21 do 0,85.

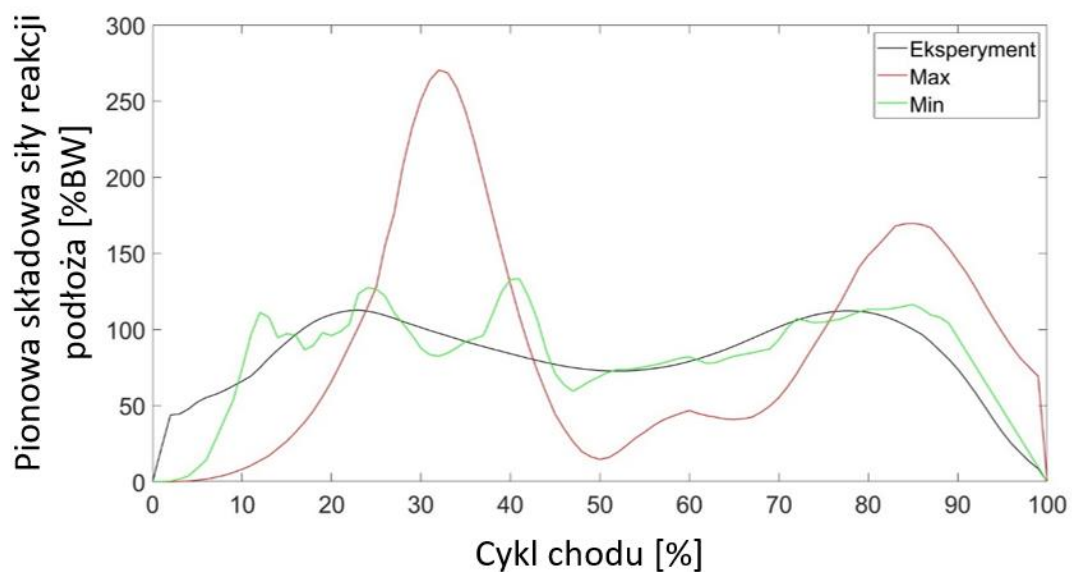


Rys. 7.11. Wpływ parametru $Z1$ na uzyskiwaną wartość funkcji celu.

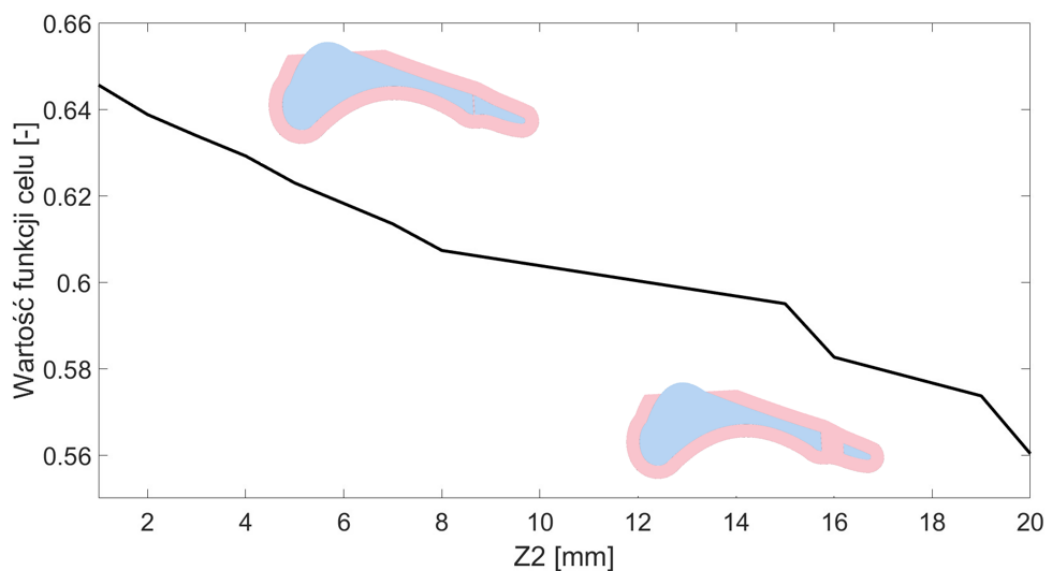
Na Rys. 7.12 przedstawiono porównanie przebiegu pionowej składowej reakcji podłoża, zarówno dla przypadku charakteryzującego się największą wartością funkcji celu, jak i dla wartości najmniejszej. Dodatkowo, zaznaczono przebieg zarejestrowany podczas eksperymentów przeprowadzonych dla fizjologicznej stopy. Zmniejszenie grubości powłoki zewnętrznej pozwala na dokładniejsze odwzorowanie przebiegu pionowej składowej siły reakcji podłoża. Szczególnie jest to widoczne w fazach związanych z występowaniem lokalnych maksimów siły. Jednakże, przy tym wariacie zaobserwowano większą częstotliwość lokalnych wahań wartości tej siły. Natomiast dla maksymalnej grubości powłoki zaobserwowano przesunięcie występowania maksimum siły w odniesieniu wyników eksperymentalnych.

Kolejny z parametrów ($Z2$), określający grubość stawu śródstopno-paliczkowego, przyjmował wartości w zakresie od 1-20 mm. W tym przypadku zaobserwowano z kolei korelację ujemną pomiędzy wartością parametru a dokładnością odwzorowania przebiegu pionowej składowej siły reakcji podłoża (Rys. 7.13). Wraz ze wzrostem powierzchni hipersprężystego komponentu w obrębie stawu śródstopno-paliczkowego zmniejszała się wartość funkcji celu. Zobserwowano również, że choć zwiększenie parametru miało negatywny wpływ na odwzorowanie w fazie związanej z kontaktem pięty z podłożem, to

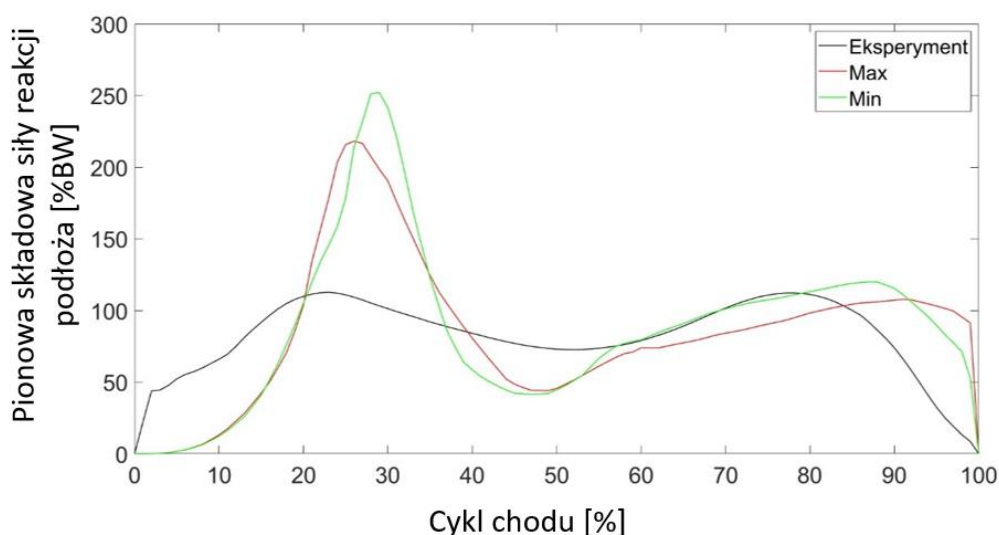
w fazie odrywania pięty od podłoża wykres z symulacji nakładał się na przebieg siły zmierzonej dla stopy pacjenta (Rys. 7.14).



Rys. 7.12. Porównanie przebiegu pionowej składowej reakcji podłoża dla wartości parametru $Z1$ z największą i najmniejszą wartością funkcji celu.

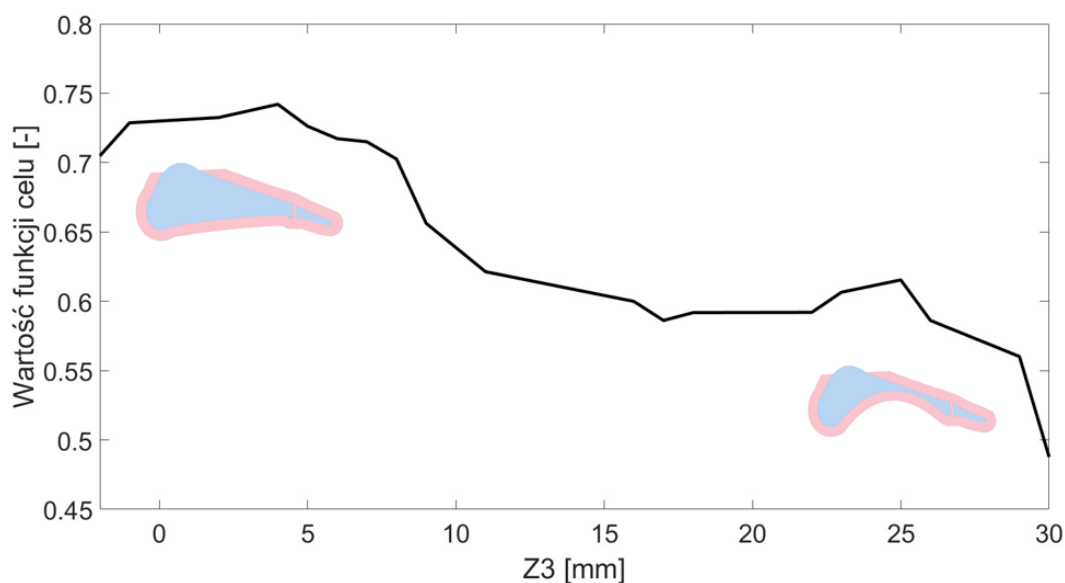


Rys. 7.13. Wpływ parametru $Z2$ na uzyskiwaną wartość funkcji celu.

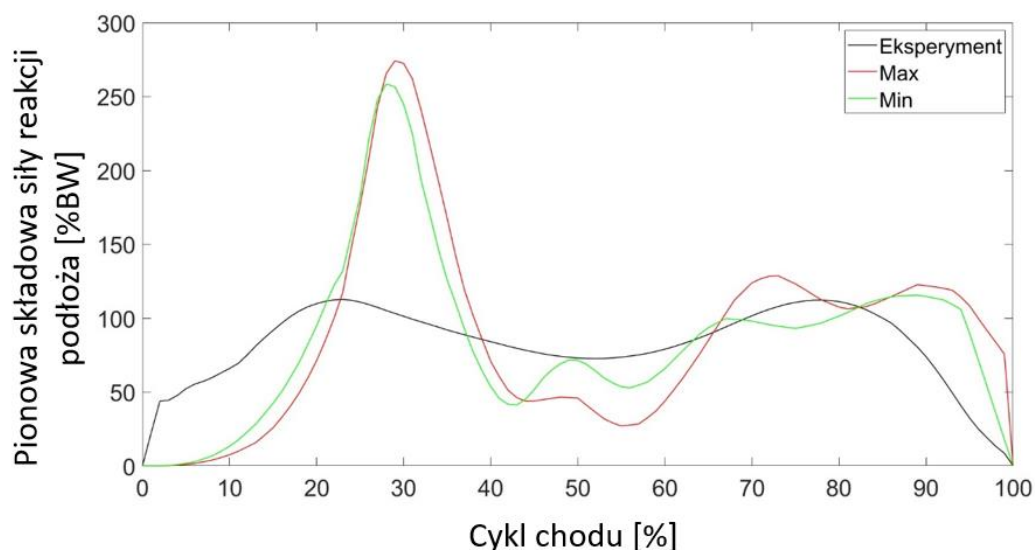


Rys. 7.14. Porównanie przebiegu pionowej składowej reakcji podłoża dla wartości parametru Z2 z największą i najmniejszą wartością funkcji celu.

Ostatni z parametrów – Z3 – różnica pomiędzy wysokością punktów P1 oraz P2, definiuje wartość promienia łuku podłużnego przyśrodkowego. Parametr ten analizowano w zakresie od -2-30 mm. W przypadku kolejnego parametru również zaobserwowano ujemną korelację, jednak zależność ta nie była aż tak silnie liniowa, jak w przypadku parametru Z2. Wartość funkcji celu w tym przypadku osiągała wartości w zakresie od 0,49 do 0,65. Parametr Z3, mimo iż nie miał znaczącego wpływu na poprawę odwzorowania przebiegu pionowej siły reakcji podłoża w fazie kontaktu pięty z podłożem, wpływał znacząco na poprawę dopasowania krzywej podczas fazy propulsji (Rys. 7.16).



Rys. 7.15. Wpływ parametru Z3 na uzyskiwaną wartość funkcji celu.



Rys. 7.16. Porównanie przebiegu pionowej składowej reakcji podłoża dla wartości parametru Z3 z największą i najmniejszą wartością funkcji celu.

Porównując wartości funkcji celu, zdecydowanie największy potencjał do optymalizacji zaobserwowano dla parametru Z1. W przypadku tego parametru wystąpiła najbardziej znacząca zmiana wartości funkcji celu, co wskazuje na jego kluczową rolę w poprawie wyników symulacji. Parametr Z1 wpływa nie tylko na uzyskiwane wartości funkcji celu, ale również na kształt krzywej, co odróżnia go od pozostałych parametrów, które nie wykazywały tak wyraźnego wpływu na przebieg wykresu. Z kolei najmniejszą redukcję wartości funkcji celu zaobserwowano podczas analizy różnych wartości parametru Z2.

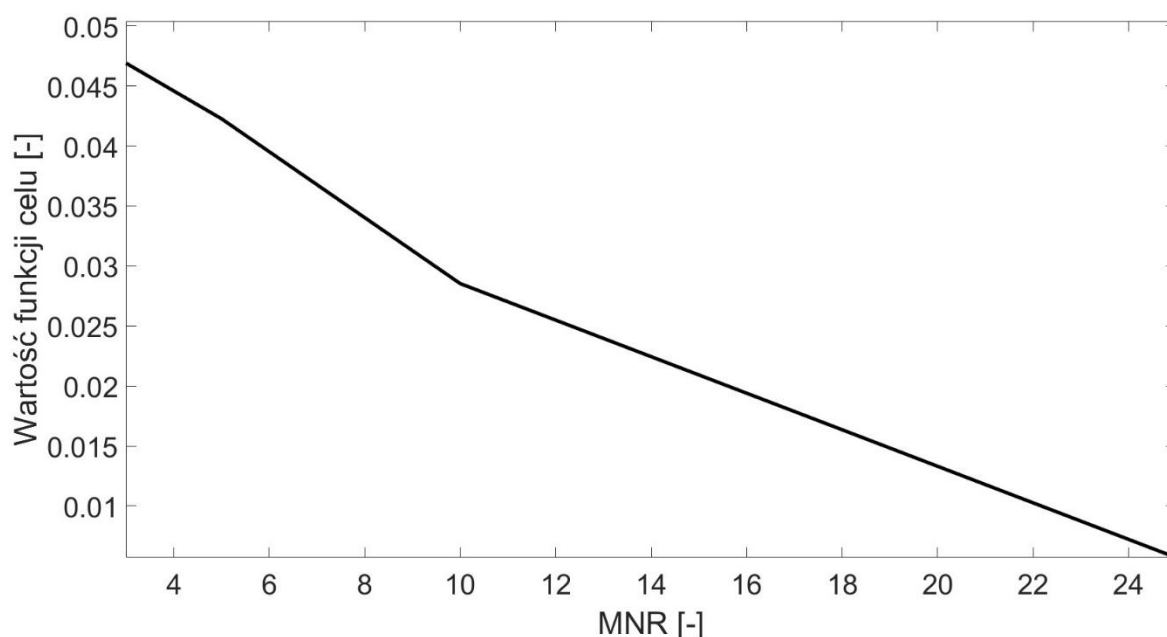
7.3.2. Algorytm optymalizacyjny

W poprzednim rozdziale porównano wpływ trzech parametrów geometrycznych protezy w ramach analizy DoE, przy czym każdy z parametrów był badany osobno. W poniższym rozdziale przedstawiono wyniki uzyskane za pomocą algorytmu VOA, który optymalizuje trzy parametry jednocześnie, umożliwiając bardziej kompleksową analizę ich wzajemnych zależności i wpływu na wyniki symulacji.

Pierwszym etapem optymalizacji za pomocą algorytmu VOA była kalibracja parametrów algorytmu. Zmieniały one swoją wartość w zakresie przedstawionym w Tab. 7.1. Największy wpływ na uzyskiwaną funkcję celu miał parametr MNR oraz NIS.

Wartość parametru MNR badano w zakresie od 3-25 (Rys. 7.17). Wzrost maksymalnej ilości replikacji powoduje znaczącą minimalizację wartości funkcji celu – aż do wartości równej 0,0057. Podobną wartość funkcji celu (0,0055) uzyskano podczas zwiększania

parametru NIS. Początkowa wartość funkcji celu (dla $NIS = 1$) wynosiła 0,03. Uzyskane rozwiązania przedstawiono w Tab. 7.4.

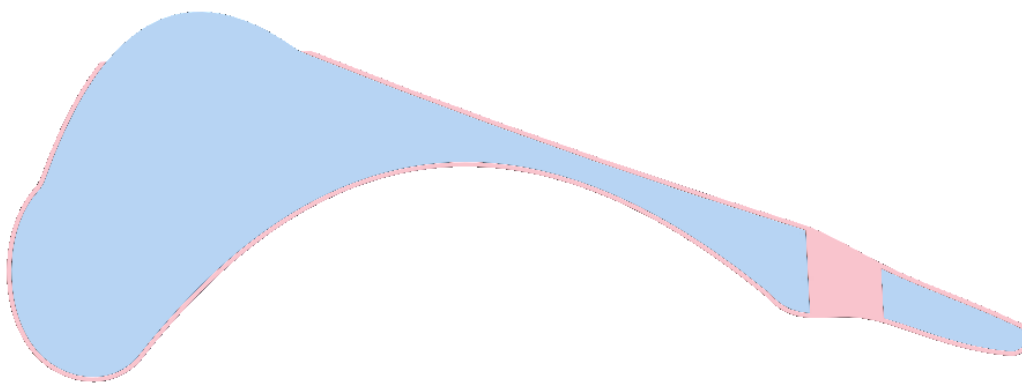


Rys. 7.17. Wpływ parametru MNR na uzyskiwaną wartość funkcji celu.

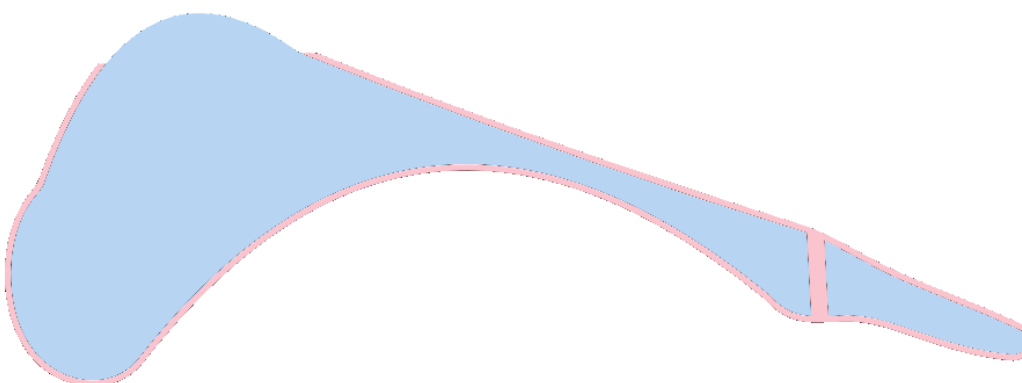
W Tab. 7.4 przedstawiono uzyskane wartości dla parametrów geometrycznych struktury. Wartość parametru Z1 wynosi około 1 mm, co potwierdza wyniki uzyskane w analizie DoE. Podobnie w przypadku parametru Z3 – im wyższa jego wartość, tym mniejsza wartość funkcji celu. Zaobserwowano natomiast, że wartości parametru Z2 dla wybranych rozwiązań znacznie różnią się od siebie. Wizualizację struktur z parametrami przedstawionymi w Tab. 7.4 zaprezentowano na Rys. 7.18 oraz Rys. 7.19.

Tab. 7.4. Porównanie parametrów uzyskanych dla najlepszych rozwiązań.

Wariant	Parametr algorytmu	Funkcja Celu	Z1 [mm]	Z2 [mm]	Z3 [mm]
1.	MNR=25	0,0057	1,00	15,31	30
2.	NIS=5	0,0055	1,31	3,57	30

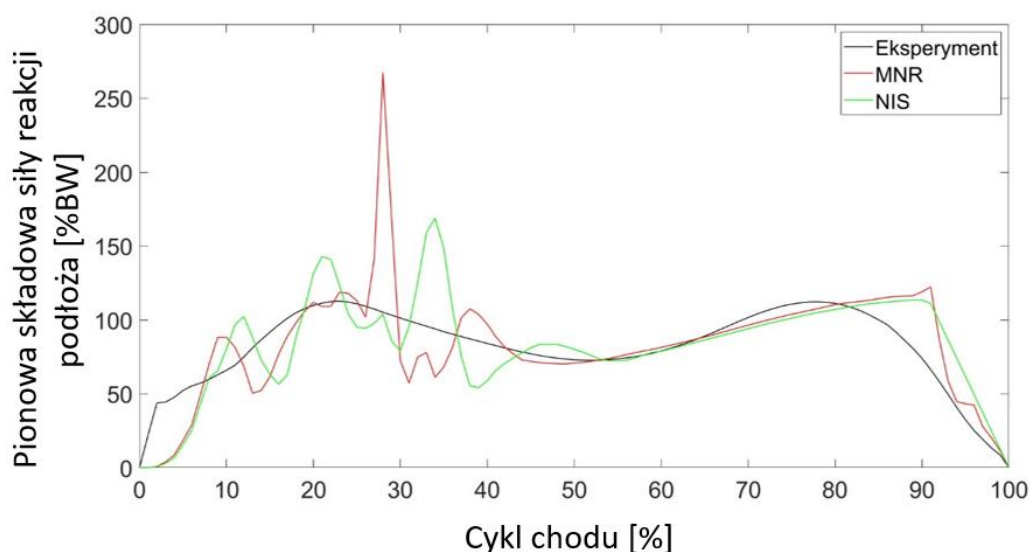


Rys. 7.18. Wizualizacja geometrii dla wariantu 1.



Rys. 7.19. Wizualizacja geometrii dla wariantu 2.

Na Rys. 7.20 przedstawiono przebieg pionowej siły reakcji podłoża dla dwóch zestawów parametrów charakteryzujących się najniższą wartością funkcji celu. Zastosowanie algorytmu VOA pozwoliło na znaczną poprawę odwzorowania krzywej zarówno w fazie kontaktu pięty z podłożem, jak i w fazie propulsji. Ze względu na niewielką grubość zewnętrznej powłoki pojawiają się charakterystyczne oscylacje, podobnie jak na Rys. 7.12. Występują one jedynie podczas pierwszego etapu fazy podporowej – kontaktu pięty z podłożem. Związane jest to z niewielką grubością materiału amortyzującego uderzenie stopy o podłoże.



Rys. 7.20. Przebieg pionowej składowej siły reakcji podłoża dla wybranych geometrii charakteryzujących się najmniejszą wartością funkcji celu.

Zastosowany algorytm optymalizacyjny, analizujący wpływ wszystkich trzech parametrów jednocześnie, umożliwił efektywne zmniejszenie wartości funkcji celu. W przeprowadzonych badaniach wartość funkcji celu, uzyskana dzięki algorytmowi VOA, była niższa o 97,38% w porównaniu do najmniejszej wartości uzyskanej podczas analizy DoE. Algorytm ten, mimo swojej skuteczności w optymalizacji, ma jednak istotny wpływ na wydłużenie czasu obliczeń. Porównanie czasu obliczeń dla minimalnych i maksymalnych wartości parametrów przedstawiono w Tab. 7.5, gdzie wyraźnie widać, że bardziej zaawansowane podejście optymalizacyjne wiąże się ze znacznym wzrostem kosztów obliczeniowych.

Tab. 7.5. Porównanie czasu obliczeń dla poszczególnych parametrów algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów.

Parametr	Wartość [-]	Funkcja celu [-]	Czas [s]
MNR _{min}	3	0,0469	8623
MNR _{max}	25	0,0057	34 134
NIS _{min}	1	0,0295	12 180
NIS _{max}	5	0,0055	82 151

8. Optymalizacja topologiczna protez z zastosowaniem metamateriałów auksetycznych

Optymalizacja topologiczna to istotne narzędzie umożliwiające tworzenie bardziej efektywnych projektów, spełniających swoje funkcje przy jednoczesnym zmniejszeniu zużycia materiałów i redukcji masy. W niniejszym rozdziale przedstawiono proces optymalizacji topologicznej wielomateriałowej, mającej na celu poprawę dystrybucji materiału poprzez zastosowanie metamateriałów o właściwościach auksetycznych.

8.1. Zastosowane algorytmy

Optymalizacja topologiczna jest narzędziem szeroko stosowanym w inżynierii, jednak w większości przypadków jej zastosowanie ogranicza się do struktur uwzględniających jeden rodzaj materiału. Celem tego rozdziału jest wprowadzenie koncepcji optymalizacji topologicznej wielomateriałowej, która pozwala na bardziej zaawansowane projektowanie zaopatrzenia protetycznego, uwzględniające różnorodność materiałów w jednej strukturze. Rozdział ten bazuje na kodzie optymalizacyjnym opracowanym w środowisku MATLAB, przedstawionym w [85], który został rozszerzony o funkcjonalności umożliwiające optymalizację wielomateriałową [86].

Zastosowany algorytm podczas optymalizacji topologicznej opiera się na podejściu, w którym każdemu elementowi przypisywana jest wartość gęstości, która określa właściwości materiałowe, w szczególności moduł Younga. Celem optymalizacji jest znalezienie optymalnego rozkładu materiału w domenie, aby zminimalizować podatność (zwiększyć sztywność), jednocześnie spełniając ograniczenie objętości.

Gęstość x_e każdego elementu e jest używana do interpolacji modułu Younga E_e . Interpolacja stosuje zmodyfikowany model SIMP:

$$E_e(x_e) = E_{\min} + x_e^p (E_0 - E_{\min}), x_e \in [0,1], \quad (12)$$

gdzie E_0 to sztywność materiału, $E_{\min}$ to sztywność o niewielkiej wartości przypisana obszarom pustym, aby zapobiec występowaniu osobliwości macierzy sztywności, natomiast zmienna p oznacza współczynnik kary [85]. Funkcja celu polega na minimalizacji podatności $c(\mathbf{x})$, zdefiniowanej jako:

$$c(\mathbf{x}) = \mathbf{U}^T \mathbf{K} \mathbf{U} = \sum_{e=1}^N E_e(x_e) \mathbf{u}_e^T \mathbf{k}_0 \mathbf{u}_e \quad (13)$$

gdzie $\mathbf{K}$ to globalna macierz sztywności, $\mathbf{U}$ to globalny wektor przemieszczeń, $\mathbf{u}_e$ – wektor przemieszczeń elementu, $\mathbf{k}_0$ – macierz sztywności elementu dla elementu z jednostkowym modułem Younga, $\mathbf{x}$ – wektor zmiennych projektowych (tj. gęstości elementów), a N to liczba elementów użytych do dyskretyzacji domeny projektowej [85]. Algorytm ten został rozszerzony w celu przeprowadzania procesu optymalizacji wielomateriałowej wykorzystującej materiały zarówno konwencjonalne, jak i metamateriały auksetyczne.

Przestrzeń projektowa dzielona jest na elementy skończone, którym przypisywana jest gęstość x_e w celu określenia rozkładu materiału w optymalizacji topologicznej struktur ciągłych. W przypadku problemu z jednym materiałem używa się tylko jednej zmiennej projektowej, natomiast, gdy w optymalizacji topologicznej uwzględnianych jest wiele materiałów — liczba zmiennych projektowych dla wielu materiałów jest równa liczbie materiałów pomnożonej przez liczbę elementów, co można wyrazić jako:

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1^1 & x_2^1 & \cdots & x_{NM-1}^1 & x_{NM}^1 \\ x_1^2 & x_2^2 & \cdots & x_{NM-1}^2 & x_{NM}^2 \\ \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots \\ x_1^{NE-1} & x_2^{NE-1} & \cdots & x_{NM-1}^{NE-1} & x_{NM}^{NE-1} \\ x_1^{NE} & x_2^{NE} & \cdots & x_{NM-1}^{NE} & x_{NM}^{NE} \end{bmatrix} \quad (14)$$

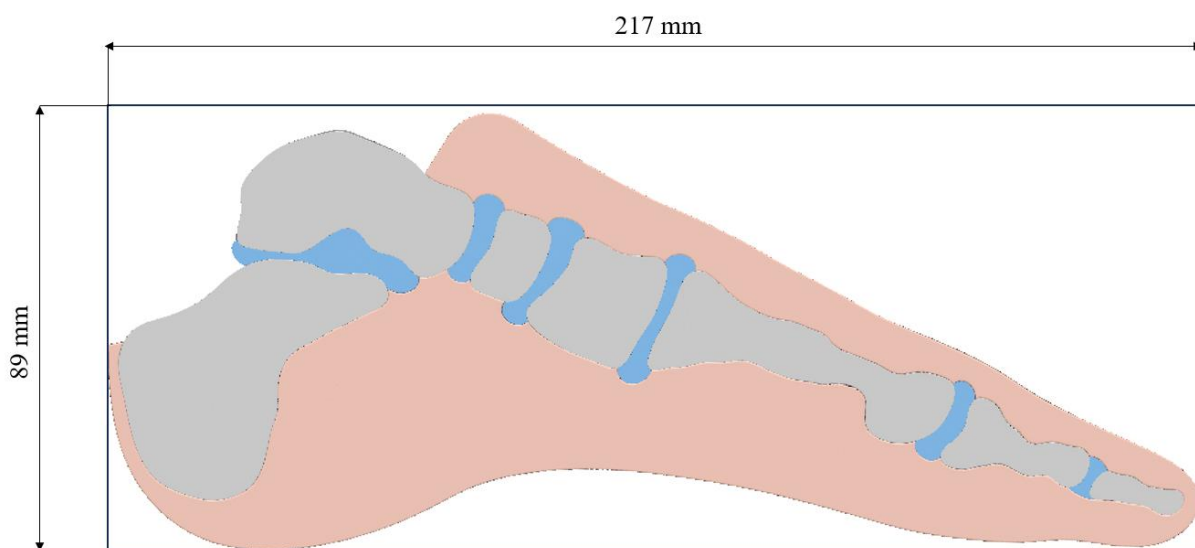
gdzie NE oznacza liczbę elementów skończonych, a NM oznacza liczbę materiałów [86].

8.2. Analizowane przypadki obciążeń

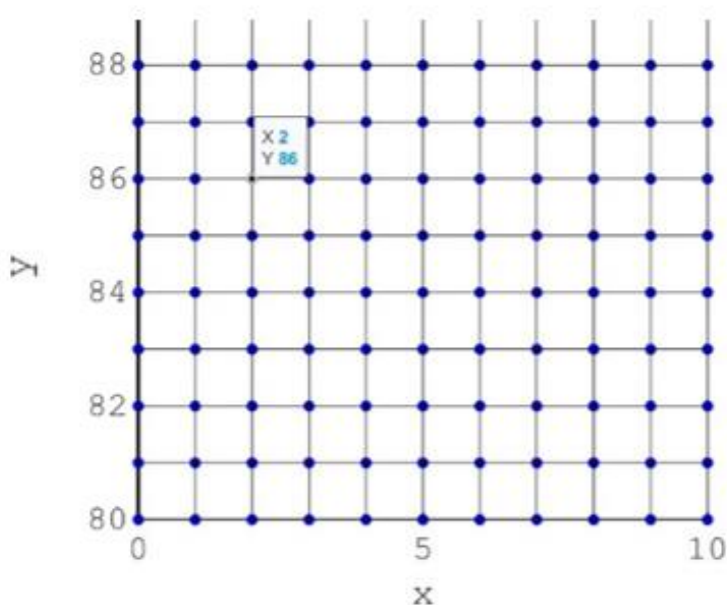
Analiza różnorodnych przypadków obciążeń pozwala na zrozumienie, jak różne siły działające na protezę wpływają na uzyskaną dystrybucję materiału w przestrzeni projektowej. Zaproponowana przestrzeń projektowa to prostokąt o wymiarach odpowiadających wymiarom anatomicznej stopy (Rys. 8.1).

W procesie optymalizacji uwzględniono trzy przypadki obciążenia – zgodnie z najistotniejszymi fazami chodu. Pierwszy z nich dotyczył uderzenia pięty o podłoże, gdzie jednostkowa siła była przyłożona wyłącznie na dolnej krawędzi przestrzeni projektowej, na szerokości 24 mm. Drugi przypadek obejmował obciążenie ograniczone do obszaru obejmującego część palców. Trzeci przypadek, odpowiadający środkowej fazie podporowej, zakładał rozdystrybuowanie siły na obie wspomniane powierzchnie. We wszystkich trzech

przypadkach, obszar utwierdzenia pozostał niezmienny – górna powierzchnia, odpowiadająca szerokości kości skokowej w płaszczyźnie strzałkowej (Rys. 8.3).



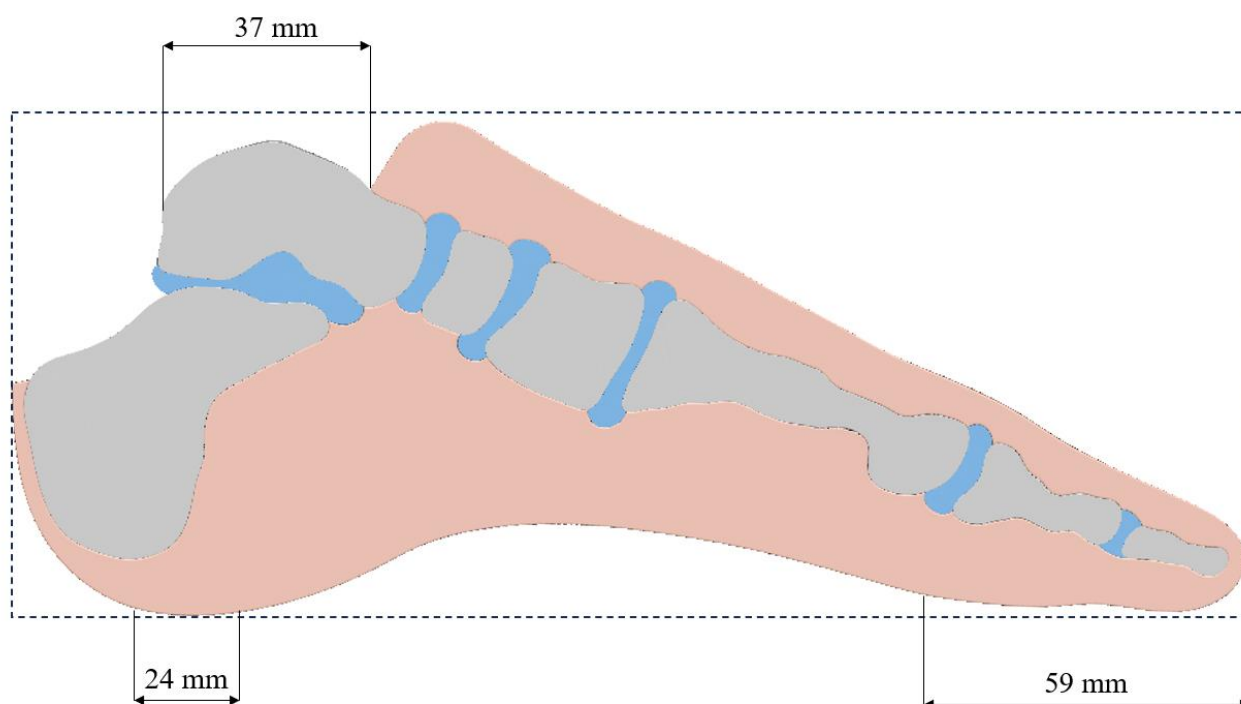
Rys. 8.1. Zdefiniowana przestrzeń projektowa.



Rys. 8.2. Fragment przestrzeni projektowej – dyskretyzacja powierzchni.

W pierwszym etapie analizy, dla każdego z rozpatrywanych przypadków obciążenia, przeprowadzono analizę dla trzech różnych materiałów, których właściwości zostały przedstawione w Tab. 8.1. Umożliwiło to porównanie zachowania konstrukcji w zależności od zastosowanych materiałów. Optymalizacja wielomateriałowa definiowała dystrybucje dwóch materiałów – auksetycznego oraz nieauksetycznego. W przypadku materiału auksetycznego, przyjęty moduł Younga przyjmowano zgodnie z Tab. 8.1, natomiast wartość współczynnika

Poissona przyjmowała ujemną wartość współczynnika zdefiniowaną dla oryginalnego materiału (materiał nr 1 – auksetyk, materiał nr 2 – materiał konwencjonalny).



Rys. 8.3. Wizualizacja obszarów zdefiniowanych warunków brzegowych.

W drugim procesie, algorytm umożliwiał uwzględnienie jedenastu różnych wartości współczynników Poissona dla danego materiału. Numer materiału i odpowiadający mu współczynnik Poissona przedstawiono w Tab. 8.2.

Tab. 8.1. Właściwości zastosowanych materiałów [58, 87].

Materiał	Moduł Younga [MPa]	ν [-]
Onyx	1400	0,330
Nylon 12	2310	0,408
Stal	230 000	0,200

Tab. 8.2. Wartości współczynnika Poissona wraz z odpowiadającym mu numerem materiału.

Nr materiału	ν [–]
0	—
1	-0,5
2	-0,4
3	-0,3
4	-0,2
5	-0,1
6	0,0
7	0,1
8	0,2
9	0,3
10	0,4
11	0,5

8.3. Wyniki

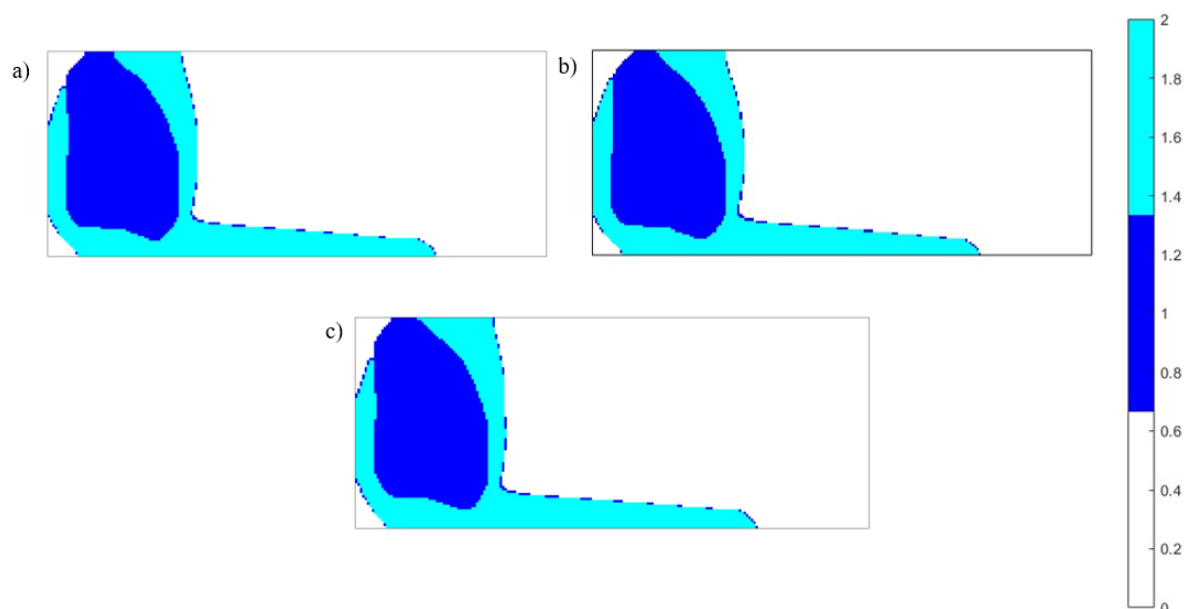
Przeprowadzony proces optymalizacji topologicznej pozwolił na uzyskanie map dystrybucji materiałów w zdefiniowanej przestrzeni projektowej. Podczas pierwszej procedury analizowano rozkład dwóch materiałów – z konwencjonalnymi właściwościami (Tab. 8.1.) oraz odpowiadającym mu materiałem auksetycznym.

Na Rys. 8.4. przedstawiono rezultaty uzyskane dla pierwszego przypadku obciążenia – uderzeniu stopy o podłoże. Dla wszystkich trzech rodzajów materiałów uzyskano zbliżone rozkłady materiału wewnątrz przestrzeni projektowej. Zewnętrzna powłoka struktury zbudowana jest z materiału konwencjonalnego – otacza on całą powierzchnię przyłożenia działającej na strukturę siły oraz większość obszaru węzłów, które zostały utwierdzone. W związku z tym zewnętrzna warstwa materiału będzie wykazywać tendencję do zwiększania swojej szerokości pod wpływem ściskania. Materiał ten stabilizuje całą konstrukcję. Natomiast przestrzeń wewnętrzna wypełniona jest auksetykiem.

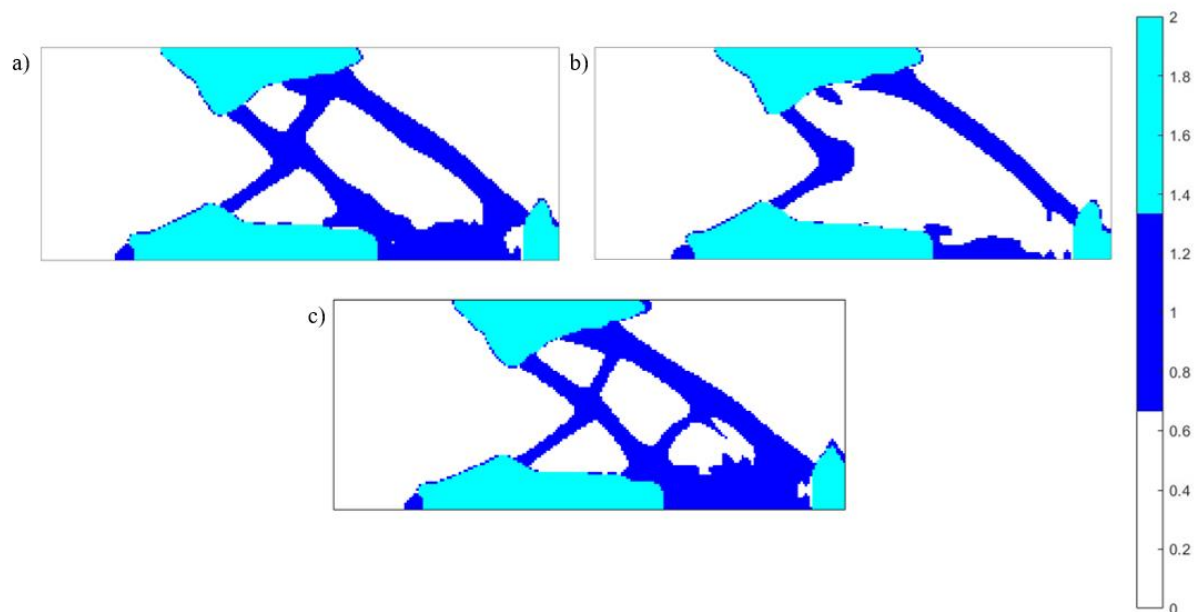
Siła ściskająca działająca na metamateriały auksetyczne powoduje odkształcenie struktury następujące w kierunku wewnętrznym. Powoduje to zagęszczenie materiału, co pozwala zwiększyć absorpcję energii, minimalizując ryzyko nadmiernego obciążenia struktur

anatomicznych znajdujących się powyżej protezy. Ponadto, rozmieszczenie materiału w obszarze utwierdzenia nie jest tak jednoznaczne jak w przypadku miejsca przyłożenia siły. Materiał auksetyczny zlokalizowano przy górnej krawędzi definiującej obszar utwierdzenia, co zapobiega koncentracji naprężeń, ponieważ materiał zmniejsza swoją objętość i rozprasza siły, które mogłyby w przeciwnym razie doprowadzić do uszkodzeń. W materiale posiadającym ujemny współczynnik Poissona energia wewnętrzna wynikająca z naprężeń rozpraszana jest na większym obszarze, co prowadzi do zmniejszenia ich koncentracji. W efekcie zmniejsza się podatność na uszkodzenia, a materiał staje się bardziej odporny na pękanie. W związku z tym, część węzłów mocowania znajduje się w obszarze, w którym zastosowano materiał auksetyczny.

W kolejnym przypadku obciążenia, związanym z oderwaniem stopy od podłoża, obszar, w którym przyłożono siłę, czyli rejon palców, w większości przypisany ma materiał auksetyczny (Rys. 8.5). Strefą wyróżniającą się są z kolei czubki palców – zaproponowany materiał dla tego obszaru to materiał z dodatnim współczynnikiem Poissona. Ponadto, pomiędzy strefą obciążenia a utwierdzeniem przypisano materiał auksetyczny, co sprzyja rozpraszaniu energii. Natomiast cała strefa utwierdzenia została wykonana z materiału konwencjonalnego, co zapewnia odpowiednią stabilność.



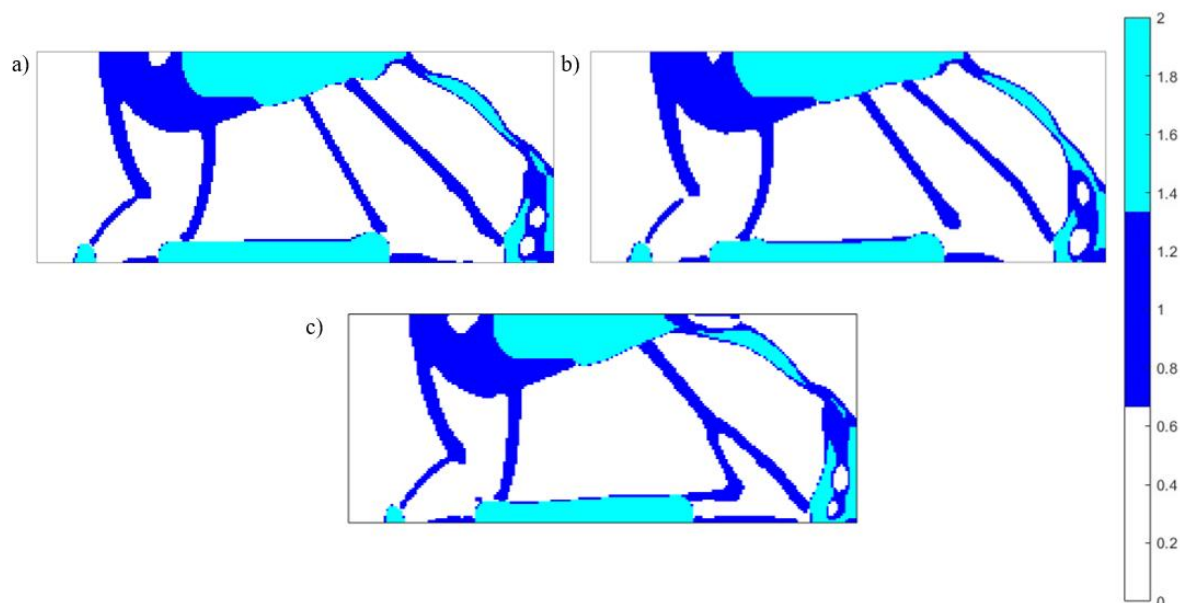
Rys. 8.4. Mapa dystrybucji materiału dla pierwszego przypadku obciążenia – obciążenie pięty (materiał nr 1 – auksetyk, materiał nr 2 – materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.



Rys. 8.5. Mapa dystrybucji materiału dla drugiego przypadku obciążenia – obciążenie palców (materiał nr 1 – auksetyk, materiał nr 2 – materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.

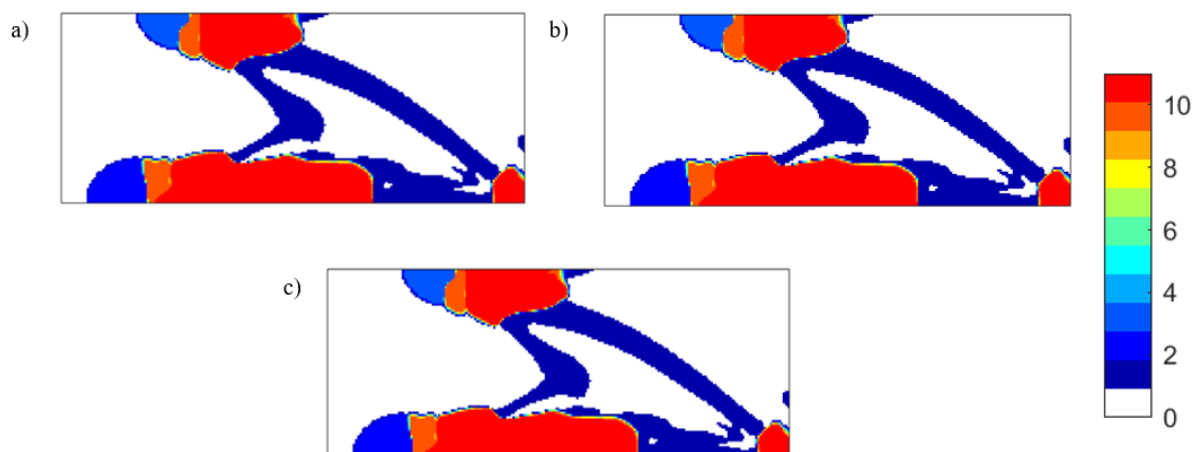
Ostatni analizowany przypadek obciążenia, odpowiadający środkowej fazie podporowej, wykazuje podobną strukturę dystrybucji materiałów jak w pierwszym przypadku. Strefa utwardzenia zawiera zarówno materiał auksetyczny, jak i konwencjonalny, co sugeruje optymalizację obszaru utwardzenia pod kątem rozproszenia energii oraz stabilności. Wyróżniającym się elementem jest obecność wyłącznie materiału auksetycznego pomiędzy strefą obciążenia a utwardzenia (Rys. 8.6).

Na dolnej krawędzi struktury zastosowano dodatkową warstwę materiału konwencjonalnego. W poprzednich przypadkach materiał auksetyczny był otoczony przez materiał konwencjonalny. Natomiast w tym przypadku sytuacja jest odwrotna – to materiał konwencjonalny jest otoczony przez materiał auksetyczny. W obszarze palców, zastosowano oba materiały, przy czym przeszło zostało wzmocnione konwencjonalnym materiałem w przedniej części, co zapewnia utrzymanie równowagi i dodatkową ochronę przed nadmiernym wygięciem lub uszkodzeniem. Porównując wszystkie trzy przypadki, można zauważyć, że zastosowanie obu materiałów w strefie utwardzenia jest powszechne w sytuacjach, gdy kąt między działającą siłą a strefą utwardzenia wynosi około 90 stopni.



Rys. 8.6. Mapa dystrybucji materiału dla trzeciego przypadku obciążenia – środkowa faza podparcia (materiał nr 1 – auksetyk, materiał nr 2 – materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.

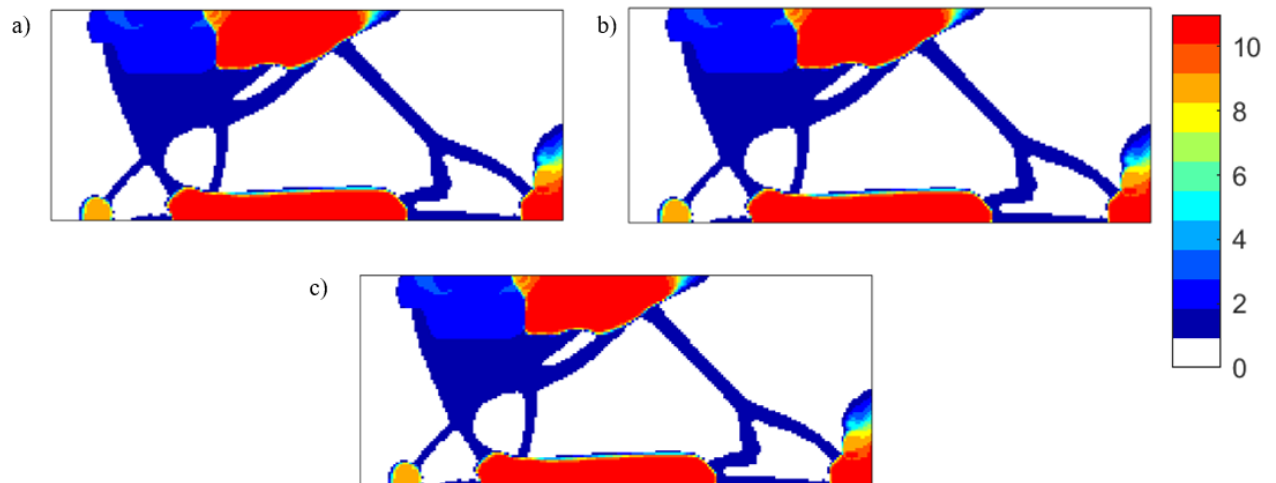
Kolejna procedura obejmowała przeprowadzanie optymalizacji topologicznej przestrzeni projektowej dla materiałów z współczynnikiem Poissona z zakresu od -0,5 do 0,5. Na Rys. 8.7 oraz Rys. 8.8 przedstawiono uzyskane mapy dystrybucji materiałów.



Rys. 8.7. Mapa dystrybucji materiału dla drugiego przypadku obciążenia – obciążenie palców (materiał nr 1-5: auksetyk, materiał nr 6-11: materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.

W obszarze utwierdzenia występuje zarówno materiał auksetyczny, jak i konwencjonalny. Materiały auksetyczne w pobliżu utwierdzenia charakteryzują się wartościami bezwzględnego współczynnika Poissona zbliżonymi do 0, około 0,2. Z kolei

materiały konwencjonalne w tej strefie mają wartości z górnego zakresu, wynoszące około 0,4-0,5. Środkowa część konstrukcji jest ponownie wykonana wyłącznie z materiałów auksetycznych, jednak w tym przypadku ich wartości współczynnika są niższe, rzędu -0,4 do -0,5.



Rys. 8.8. Mapa dystrybucji materiału dla trzeciego przypadku obciążenia – środkowa faza podparcia (materiał nr 1-5: auksetyk, materiał nr 6-11: materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.

9. Wnioski

W pracy potwierdzoną tezę, iż możliwe jest w wyniku zastosowania odpowiedniego algorytmu optymalizacyjnego, dostosowanie uzyskiwanej odpowiedzi protezy stopy do fizjologicznej kończyny w zakresie rejestrowanego przebiegu pionowej siły reakcji podłoża. Algorytm optymalizacyjny umożliwił precyzyjne dobranie parametrów geometrycznych konstrukcji zbliżających odpowiedź projektowanej protezy stopy do zachowania naturalnej, fizjologicznej kończyny.

W pracy stworzono model FEM chodu człowieka. Parametry zastosowanego modelu materiałowego zostały dopasowane na podstawie testów eksperymentalnych przeprowadzonych wgłębniakiem. Porównanie dokładności odwzorowania krzywej siła-przemieszczenie dla dwóch modeli materiałowych wskazało, że model materiałowy Ogdena pozwala na dokładniejsze odwzorowanie zachowania się struktury niż model Mooney-Rivlina. Odnosi się to nie tylko do parametrów uzyskanych po optymalizacji, ale również danych literaturowych. Ponadto, dla przedstawionego zagadnienia, mniejszą wartość funkcji celu zaobserwowano dla algorytmu VOA niż algorytmu genetycznego.

Badania przedstawione w rozdziale szóstym pokazały również, jak ważne jest dostosowanie parametrów algorytmu optymalizacyjnego VOA do badanego zagadnienia. Zbadano wpływ pięciu parametrów na uzyskiwaną wartość funkcji celu. Parametry mające największy wpływ na uzyskiwaną dokładność to MNR oraz NSV.

Badając pionową siłę reakcji podłoża istotna jest kalibracja modelu materiałowego osobno dla poduszki tłuszczowej pięty oraz tkanki miękkiej w obrębie śródstopia. Pozwala to na znaczną poprawę odpowiedzi modelu w fazie propulsji, gdzie obciążane są głównie tkanki miękkie zlokalizowane w obrębie stopy. Badanie pokazuje, jak istotne jest uwzględnienie parametrów tkanek miękkich w obrębie śródstopia podczas definiowania współczynników materiałowych.

W rozdziale siódmym badano wpływ parametrów geometrycznych protezy na uzyskiwany przebieg pionowej składniowej reakcji podłoża. Z przeprowadzonych analiz wynika, że parametr Z1 (grubość zewnętrznej powłoki protezy) charakteryzuje się największym potencjałem w zakresie redukcji wartości funkcji celu. Wpływa on również znacząco na kształt uzyskiwanej krzywej. Parametr ten odgrywa kluczową rolę w poprawie wyników symulacji, w przeciwieństwie do pozostałych parametrów, które nie wykazywały tak wyraźnego wpływu na przebieg wykresu. Najmniejszą redukcję wartości funkcji celu

zaobserwowano dla parametru Z2 (związanego z powierzchnią stawu śródstopno-paliczkowego).

Drugi etap procedury optymalizacji parametrów geometrycznych protezy stopy obejmował zastosowanie algorytmu optymalizacyjnego VOA umożliwiające kompleksową analizę wzajemnych zależności zdefiniowanych parametrów projektowych i ich wpływu na wyniki symulacji. Zastosowany algorytm optymalizacyjny, uwzględniający jednoczesną analizę wszystkich zdefiniowanych parametrów geometrycznych, pozwolił na skuteczne obniżenie wartości funkcji celu. W badaniach algorytm VOA umożliwił redukcję wartości funkcji celu o 97,38% w porównaniu do najniższej wartości uzyskanej w analizie DoE. Dzięki zastosowaniu algorytmu VOA uzyskano istotną poprawę odwzorowania krzywej zarówno w fazie kontaktu pięty z podłożem, jak i w fazie propulsji. Mimo wysokiej efektywności w optymalizacji, algorytm znacząco wydłuża czas obliczeń.

Podczas analizy rezultatów przeprowadzonej optymalizacji topologicznej wielomateriałowej zaobserwowano, że w sytuacjach, gdy kąt między działającą siłą a strefą utwierdzenia wynosi około 90 stopni występuje zarówno materiał auksetyczny, jak i konwencjonalny w strefie utwierdzenia. Następuje optymalizacja obszaru utwierdzenia pod kątem rozproszenia energii oraz stabilności. Ponadto, porównanie trzech analizowanych przypadków wykazało, że korzystne może być zastosowanie materiału auksetycznego w wewnętrznej strukturze, pomiędzy strefą utwierdzenia a obciążenia, co umożliwia efektywne rozpraszanie energii. Takie podejście pozwala na redukcję koncentracji naprężeń w krytycznych obszarach konstrukcji, zwiększając jej odporność na uszkodzenia oraz poprawiając ogólną stabilność systemu w warunkach dynamicznego obciążenia.

Przeprowadzana optymalizacja topologiczna wielomateriałowa dla szerokiego zakresu wartości współczynnika Poissona udowodniła, że zastosowanie zarówno materiału auksetycznego, jak i konwencjonalnego w obszarze utwierdzenia jest korzystne, jednak kluczowe jest odpowiednie dobranie ich właściwości. Materiał auksetyczny powinien charakteryzować się niską bezwzględną wartością współczynnika Poissona. Z kolei materiał konwencjonalny powinien mieć wysoką wartość tego współczynnika.

Przedstawione w tej pracy algorytmy umożliwiają dokładną analizę wpływu poszczególnych parametrów, zarówno geometrycznych, jak i materiałowych, na uzyskiwaną charakterystykę mechaniczną i biomechaniczną protezy stopy. Zastosowane algorytmy optymalizacyjne dostarczają narzędzia pozwalające na ulepszenie tych konstrukcji. Ważnym aspektem, który należy uwzględnić, jest jednak optymalizacja czasu obliczeń, co stanowi kluczowy element w procesie projektowania i wdrażania innowacyjnych rozwiązań.

WYKAZ ILUSTRACJI

Opis	Strona
Rys. 2.1. Szkielet kości – widok boczny [7].	12
Rys. 2.2. Szkielet kości – widok od strony grzbietowej [6].	13
Rys. 2.3. Podłużne sklepienia stopy: a) łuk przyśrodkowy, b) łuk boczny [6].	14
Rys. 2.4. Cykl chodu [9].	15
Rys. 2.5. Przebieg składowej pionowej i poziomej sił reakcji podłoża [5, 7].	16
Rys. 2.6. Wektor wypadkowej siły reakcji podłoża [9].	17
Rys. 2.7. Przebieg składowych sił reakcji podłoża dla różnych prędkości chodu [5, 8].	17
Rys. 3.1. Warunki brzegowe i obciążenia zastosowane w badaniu [1].	25
Rys. 3.2. Obciążenie zdefiniowane w badaniu [24].	25
Rys. 3.3. Porównanie pomiędzy przebiegiem siły reakcji podłoża (składowej pionowej oraz przednio-tylnej) uzyskanej podczas eksperymentów i symulacji [24].	26
Rys. 3.4. Warunki brzegowe zastosowane w walidacji modelu chodu [22].	27
Rys. 4.1. Podział protez stóp [44].	29
Rys. 4.2. Stopa protezowa konwencjonalna [4, 45].	29
Rys. 4.3. Przykładowe protezy stopy: a) proteza magazynująca i oddająca energię — Flex-Foot Assure (Össur), b) proteza bioniczna — Proprio Foot (Össur) [46-47].	30
Rys. 4.4. Model stopy protetycznej używany do obliczania pozycji i orientacji kończyny dolnej w danych warunkach obciążenia [51].	32
Rys. 4.5. Model stopy wraz z parametrami: a) zastosowany podczas optymalizacji uwzględniającym środkową fazę podparcia [49], b) zastosowany podczas optymalizacji uwzględniającej uderzenie pięty o podłoże, środkową fazę podparcia oraz oderwanie palcy od podłoża [51].	32
Rys. 4.6. Model multikilowej protezy stopy wraz z parametrami [52].	33
Rys. 4.7. Schemat modelu protezy stopy składającego się z 22 sztywnych połączonych segmentów [53].	34

Rys. 4.8. Zastosowane warunki brzegowe i obciążenia: HL – uderzenie pięty o podłoże, MS – środkowa faza podparcia, FL – oderwanie palców od podłoża [54].	35
Rys. 4.9. Model protezy Highlander: a) wersja komercyjna, b) zmodyfikowany wariant wytworzony za pomocą selektywnego spiekania laserowego [3].	35
Rys. 4.10. Zdefiniowane warunki brzegowe i obciążenia: a) warunki obciążenia tylko palców, b) warunki obciążenia palców oraz pięty [3].	36
Rys. 4.11. Uzyskane geometrie w procesie optymalizacji: a) dla obciążenia tylko palców, b) dla obciążenia palców oraz pięty [3].	37
Rys. 4.12. Optymalizacja topologiczna protezy stopy: a) warunki brzegowe, obciążenia oraz ograniczenia, b) uzyskana geometria [57].	37
Rys. 4.13. Optymalizacja topologiczna protezy stopy za pomocą maty baropodometrycznej: a) uzyskany uśredniony wzorec nacisku, b) zastosowane warunki brzegowe, c) uzyskane geometria dla materiału Nylon 12 [58].	38
Rys. 5.1. Zachowanie się materiału podczas ściskania w przypadku konwencjonalnej (po lewej) i auksetycznej pianki (po prawej) [60].	39
Rys. 5.2. Przykładowe struktury auksetyczne: a) double arrowhead, b) re-entrant, c) heksa-chiralna, d) anty-tetra-chiralna, e) LCP, f) rotating squares [4].	40
Rys. 5.3. Pojedyncza auksetyczna struktura składająca się z prostokątów [62].	40
Rys. 5.4. Zaproponowana geometria leja protezowego z uwzględnieniem struktury auksetycznej [68].	41
Rys. 5.5. Proteza stopy ze strukturą auksetyczną w obszarze pięty [70].	42
Rys. 5.6. Proteza stopy ze strukturą auksetyczną w obszarze palców [69].	42
Rys. 6.1. Dane z badania za pomocą rezonansu magnetycznego – prawa stopy uczestnika badania.	44
Rys. 6.2. Segmentacja danych z badania za pomocą rezonansu magnetycznego.	44
Rys. 6.3. Geometria zdefiniowanej tkanki miękkiej: a) po eksporcie z oprogramowania 3D Slicer, b) po przetworzeniu geometrii.	45

Rys. 6.4. Finalna geometria – 3D: a) tkanka kostna oraz chrzęstna, b) tkanka miękka.	45
Rys. 6.5. Finalna geometria.	46
Rys. 6.6. Zastosowana siatka elementów skończonych: a) tkanka kostna oraz tkanka chrzęstna, b) tkanka miękka.	49
Rys. 6.7. Zastosowany układ pomiarowy: kamery (K1-K6), platformy dynamometryczne (P1- P2).	50
Rys. 6.8. Zastosowany zestaw markerów: 1 – głowa, 2 – wyrostek barkowy prawy, 3 – wyrostek barkowy lewy, 4 – prawy przedni grzebień biodrowy górny, 5 – lewy przedni grzebień biodrowy górny, 6 – kość krzyżowa, 7 – kłykieć boczny kości udowej prawej, 8 – kłykieć boczny kości udowej lewej, 9 – kłykieć boczny kości piszczelowej prawej, 10 – kłykieć boczny kości piszczelowej lewej, 11 – guzowatość kości piszczelowej prawej, 12 – guzowatość kości piszczelowej lewej, 13 – kostka boczna kości strzałkowej prawej, 14 – kostka boczna kości strzałkowej lewej, 15 – podstawa pierwszej prawej kości śródstopia, 16 – podstawa pierwszej lewej kości śródstopia, 17 – podstawa piątej prawej kości śródstopia, 18 – podstawa piątej lewej kości śródstopia, 19 – prawy palec u stopy, 20 – lewy palec u stopy, 21 – guz piętowy prawy, 22 – guz piętowy lewy.	51
Rys. 6.9. Zarejestrowane przebiegi sił reakcji podłoża: a) składowa pionowa, b) składowa przednio-tylna.	52
Rys. 6.10. Zdefiniowane warunki brzegowe i obciążenia.	53
Rys. 6.11. Schemat obciążenia stawu skokowego [72].	53
Rys.6.12. Pozioma siła reakcji w stawie skokowym.	54
Rys.6.13. Pionowa siła reakcji w stawie skokowym.	55
Rys.6.14. Moment siły w stawie skokowym.	55
Rys. 6.15. Schemat układu pomiarowego.	57
Rys. 6.16. Uzyskane krzywe siła – przemieszczenie dla różnych prędkości (pięta): a) $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, b) $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, c) $9 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, d) $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, e) $13 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.	58
Rys. 6.17. Pomiar grubości tkanek za pomocą oprogramowania 3D Slicer.	59

Rys. 6.18. Porównanie krzywych siła przemieszczenie dla danych eksperymentalnych i literaturowych dla różnych prędkości (pięta): a) $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, b) $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, c) $9 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, d) $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, e) $13 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.	59
Rys. 6.19. Schemat blokowy algorytmu genetycznego.	61
Rys. 6.20. Schemat blokowy algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów.	62
Rys. 6.21. Porównanie krzywych siła przemieszczenie dla danych eksperymentalnych, literaturowych i wyznaczonych za pomocą algorytmu genetycznego dla różnych prędkości (pięta): a) $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, b) $7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, c) $9 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, d) $11 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$, e) $13 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.	64
Rys. 6.22. Wpływ maksymalnej liczby replikacji na uzyskiwaną wartość funkcji celu.	65
Rys. 6.23. Wpływ liczby silnych wirusów na uzyskiwaną wartość funkcji celu.	66
Rys. 6.24. Krzywa siła-przemieszczenia dla modelu materiałowego Ogdena (pięta): $5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.	67
Rys. 6.25. Przebieg pionowej siły reakcji podłoża-porównanie ($5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$).	68
Rys. 6.26. Fragment przebiegu pionowej siły reakcji podłoża – wizualizacja pierwszego maksima.	69
Rys. 6.27. Fragment przebiegu pionowej siły reakcji podłoża – wizualizacja drugiego maksima.	70
Rys. 7.1. Podstawowy model wewnętrznej struktury protezy.	72
Rys. 7.2. Algorytm działania skryptu generującego geometrię protezy.	73
Rys. 7.3. Wizualizacja kluczowych etapów realizowania algorytmu.	74
Rys. 7.4. Siatka 3D w pliku *.stl: a) FreeCAD, b) nTop.	75
Rys. 7.5. Orientacja geometrii protezy względem podłoża.	75
Rys. 7.6. Efekt realizowanej przykładowej operacji różnicy pomiędzy siatkami komponentów.	76
Rys. 7.7. Schemat blokowy algorytmu pozwalającego na wyznaczenie wartości funkcji celu.	77
Rys. 7.8. Wizualizacja geometrii dla granicznych wartości parametru – Z1.	79

Rys. 7.9. Wizualizacja geometrii dla granicznych wartości parametru – Z2.	79
Rys. 7.10. Wizualizacja geometrii dla granicznych wartości parametru – Z3.	80
Rys. 7.11. Wpływ parametru Z1 na uzyskiwaną wartość funkcji celu.	81
Rys. 7.12. Porównanie przebiegu pionowej składowej reakcji podłoża dla wartości parametru Z1 z największą i najmniejszą wartością funkcji celu.	82
Rys. 7.13. Wpływ parametru Z2 na uzyskiwaną wartość funkcji celu.	82
Rys. 7.14. Porównanie przebiegu pionowej składowej reakcji podłoża dla wartości parametru Z2 z największą i najmniejszą wartością funkcji celu.	83
Rys. 7.15. Wpływ parametru Z3 na uzyskiwaną wartość funkcji celu.	83
Rys. 7.16. Porównanie przebiegu pionowej składowej reakcji podłoża dla wartości parametru Z3 z największą i najmniejszą wartością funkcji celu.	84
Rys. 7.17. Wpływ parametru MNR na uzyskiwaną wartość funkcji celu.	85
Rys. 7.18. Wizualizacja geometrii dla wariantu 1.	86
Rys. 7.19. Wizualizacja geometrii dla wariantu 2.	86
Rys. 7.20. Przebieg pionowej składowej siły reakcji podłoża dla wybranych geometrii charakteryzujących się najmniejszą wartością funkcji celu.	87
Rys. 8.1. Zdefiniowana przestrzeń projektowa.	90
Rys. 8.2. Fragment przestrzeni projektowej – dyskretyzacja powierzchni.	90
Rys. 8.3. Wizualizacja obszarów zdefiniowanych warunków brzegowych.	91
Rys. 8.4. Mapa dystrybucji materiału dla pierwszego przypadku obciążenia – obciążenie pięty (materiał nr 1 – auksetyk, materiał nr 2 – materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.	93
Rys. 8.5. Mapa dystrybucji materiału dla drugiego przypadku obciążenia – obciążenie palców (materiał nr 1 – auksetyk, materiał nr 2 – materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.	94
Rys. 8.6. Mapa dystrybucji materiału dla trzeciego przypadku obciążenia – środkowa faza podparcia (materiał nr 1 – auksetyk, materiał nr 2 – materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal	95
Rys. 8.7. Mapa dystrybucji materiału dla drugiego przypadku obciążenia – obciążenie palców (materiał nr 1-5: auksetyk, materiał nr 6-11: materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.	95
Rys. 8.8. Mapa dystrybucji materiału dla trzeciego przypadku obciążenia – środkowa faza podparcia (materiał nr 1-5: auksetyk, materiał nr 6-11: materiał konwencjonalny): a) onyx, b) nylon 12, c) stal.	96

WYKAZ TABEL

Opis	Strona
Tab. 3.1. Porównanie modeli geometrycznych stopy zastosowanych w symulacji FEM chodu człowieka [14, 22-24].	21
Tab. 3.2. Właściwości materiałowe – tkanka kostna.	22
Tab. 3.3. Właściwości materiałowe – tkanka chrzęstna.	23
Tab. 3.4. Właściwości materiałowe – tkanka miękka.	23
Tab. 6.1. Kości uzyskane po segmentacji danych uzyskanych podczas badania za pomocą rezonansu magnetycznego.	47
Tab. 6.2. Podział zastosowanej liczby elementów ze względu na strukturę anatomiczną poddawaną dyskretyzacji.	49
Tab. 6.3. Dane wejściowe do modelu elementów skończonych.	52
Tab. 6.4. Właściwości materiałowe zastosowane w modelu elementów skończonych.	56
Tab. 6.5. Zakresy wartości testowanych parametrów algorytmu inspirowanego zachowaniem wirusów.	62
Tab. 6.6. Wartość funkcji celu uzyskana dla różnych modeli materiałowych.	64
Tab. 6.7. Wyznaczone wartości parametrów dla algorytmu inspirowanego zachowaniem wirusów.	66
Tab. 6.8. Wartość funkcji celu uzyskana dla różnych algorytmów optymalizacyjnych.	67
Tab. 6.9. Współczynniki materiałowe wyznaczone za pomocą optymalizacji algorytmem zainspirowanym zachowaniem wirusów.	68
Tab. 7.1. Właściwości zastosowanego materiału hipersprężystego [83-84]	77
Tab. 7.2. Zakresy wartości testowanych parametrów algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów – optymalizacja protezy.	78
Tab. 7.3. Zakresy wartości testowanych parametrów geometrycznych protezy.	78
Tab. 7.4. Porównanie parametrów uzyskanych dla najlepszych rozwiązań.	85
Tab. 7.5. Porównanie czasu obliczeń dla poszczególnych parametrów algorytmu zainspirowanego zachowaniem wirusów.	87
Tab. 8.1. Właściwości zastosowanych materiałów [58, 87].	91
Tab. 8.2. Wartości współczynnika Poissona wraz z odpowiadającym mu numerem materiału.	92

Literatura

- [1] P. Chauhan, A. K. Singh, and N. K. Raghuwanshi, “The state of art review on prosthetic feet and its significance to imitate the biomechanics of human ankle-foot,” in *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd, Jan. 2022, pp. 6364–6370. doi: 10.1016/j.matpr.2022.03.379.
- [2] S. Robbins, E. Waked, and N. Krouglicof, “Vertical impact increase in middle age may explain idiopathic weight-bearing joint osteoarthritis,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, no. 12, pp. 1673–1677, Dec. 2001, doi: 10.1053/apmr.2001.26255.
- [3] N. P. Fey, C. C. Seepersad, and R. Neptune, “Topology Optimization and Freeform Fabrication Framework for Developing Prosthetic Feet,” 2009. [Online]. Available: <http://medexinternational.com/htm/prost/sachfeet.htm>
- [4] T.-C. Lim, *Auxetic Materials and Structures*. Singapore: Springer Singapore, 2015. doi: 10.1007/978-981-287-275-3.
- [5] W. Woźniak, *Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów i lekarzy*, 2nd ed. Wrocław: Elsevier Urban & Partner, 2003.
- [6] O. Narkiewicz and J. Moryś, *Anatomia Człowieka*, 1st ed. Warszawa: PZWL, 2018.
- [7] F. Paulsen and J. Waschke, *Sobotta atlas of human anatomy. In: General anatomy and musculoskeletal system*, 15th ed., vol. 1. 2013.
- [8] W. R. Ledoux and S. Telfer, “Foot and Ankle Biomechanics,” 2024.
- [9] T. K. Uchida and S. L. Delp, *Biomechanics of movement. The science of sport, robotics, and rehabilitation*. London: The MIT Press, 2020.
- [10] J. K. Grabski, T. Walczak, M. Michałowska, and M. Cieślak, “Gender recognition using artificial neural networks and data coming from force plates,” in *Advances in Intelligent Systems and Computing*, Springer Verlag, 2018, pp. 53–60. doi: 10.1007/978-3-319-70063-2_6.
- [11] C. L. Dembia, A. Silder, T. K. Uchida, J. L. Hicks, and S. L. Delp, “Simulating ideal assistive devices to reduce the metabolic cost of walking with heavy loads,” *PLoS One*, vol. 12, no. 7, Jul. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0180320.
- [12] E. M. Arnold, S. R. Hamner, A. Seth, M. Millard, and S. L. Delp, “How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and

- run at different speeds,” *Journal of Experimental Biology*, vol. 216, no. 11, pp. 2150–2160, Jun. 2013, doi: 10.1242/jeb.075697.
- [13] J. Yu, J. T. M. Cheung, D. W. C. Wong, Y. Cong, and M. Zhang, “Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking,” *J Biomech*, vol. 46, no. 12, pp. 2067–2074, Aug. 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.05.009.
 - [14] M. Akrami, Z. Qian, Z. Zou, D. Howard, C. J. Nester, and L. Ren, “Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking: sensitivity analysis of material properties, boundary and loading conditions,” *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 17, no. 2, pp. 559–576, Apr. 2018, doi: 10.1007/s10237-017-0978-3.
 - [15] S. Behforootan, P. E. Chatzistergos, N. Chockalingam, and R. Naemi, “A clinically applicable non-invasive method to quantitatively assess the visco-hyperelastic properties of human heel pad, implications for assessing the risk of mechanical trauma,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 68, pp. 287–295, Apr. 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.02.011.
 - [16] D. W. C. Wong, W. Niu, Y. Wang, and M. Zhang, “Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture,” *PLoS One*, vol. 11, no. 4, Apr. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0154435.
 - [17] P. C. Sun, S. L. Shih, Y. L. Chen, Y. C. Hsu, R. C. Yang, and C. S. Chen, “Biomechanical analysis of foot with different foot arch heights: A finite element analysis,” *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 15, no. 6, pp. 563–569, Jun. 2012, doi: 10.1080/10255842.2010.550165.
 - [18] W. M. Chen, Y. H. Cai, Y. U. E. Yu, X. Geng, and X. I. N. Ma, “Optimal Femh Criteria In Finite Element Modeling Of Human Foot: The Dependence For Multiple Model Outputs On Femh Density And Loading Boundary Conditions”, *J Mech Med Biol*, vol. 21, no. 9, Nov. 2021, doi: 10.1142/S0219519421400340.
 - [19] G. Yarnitzky, Z. Yizhar, and A. Gefen, “Real-time subject-specific monitoring of internal deformations and stresses in the soft tissues of the foot: A new approach in gait analysis,” *J Biomech*, vol. 39, no. 14, pp. 2673–2689, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.08.021.
 - [20] C. G. Fontanella, A. Forestiero, E. L. Carniel, and A. N. Natali, “Analysis of heel pad tissues mechanics at the heel strike in bare and shod conditions,” *Med Eng Phys*, vol. 35, no. 4, pp. 441–447, Apr. 2013, doi: 10.1016/j.medengphy.2012.06.008.

- [21] S. Behforootan, P. E. Chatzistergos, N. Chockalingam, and R. Naemi, “A clinically applicable non-invasive method to quantitatively assess the visco-hyperelastic properties of human heel pad, implications for assessing the risk of mechanical trauma,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 68, pp. 287–295, Apr. 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.02.011.
- [22] F. Mo, Y. Li, J. Li, S. Zhou, and Z. Yang, “A three-dimensional finite element foot-ankle model and its personalisation methods analysis,” *Int J Mech Sci*, vol. 219, Apr. 2022, doi: 10.1016/j.ijmecsci.2022.107108.
- [23] J. P. Halloran, M. Ackermann, A. Erdemir, and A. J. van den Bogert, “Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading,” *J Biomech*, vol. 43, no. 14, pp. 2810–2815, Oct. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.036.
- [24] Z. Qian, L. Ren, Y. Ding, J. R. Hutchinson, and L. Ren, “A dynamic finite element analysis of human foot complex in the sagittal plane during level walking,” *PLoS One*, vol. 8, no. 11, Nov. 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0079424.
- [25] L. Wu, “Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures,” *Clinical Biomechanics*, vol. 22, no. 2, pp. 221–229, Feb. 2007, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.009.
- [26] F. A. Bandak, R. E. Tannous, and T. Toridis, “On the development of an osseoligamentous finite element model of the human ankle joint.” [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/ijisolstr
- [27] C. A. Costa, V. V. Lain, A. L. Godoy-Santos, V. G. de Antoni, P. R. Linzmaier, and F. A. Costa, “Analysis of pressure distribution in the foot using finite elements,” *Journal of the Foot & Ankle*, vol. 14, no. 2, pp. 197–200, Aug. 2020, doi: 10.30795/jfootankle.2020.v14.1183.
- [28] V. Filardi, “Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding,” *J Orthop*, vol. 15, no. 4, pp. 974–979, Dec. 2018, doi: 10.1016/j.jor.2018.08.037.
- [29] L. Ren, R. K. Jones, and D. Howard, “Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics,” *J Biomech*, vol. 41, no. 12, pp. 2750–2759, Aug. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.06.001.

- [30] G. Stark, “Perspectives on How and Why Feet are Prescribed,” *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 17, no. Supplement, pp. S18–S22, Oct. 2005, doi: 10.1097/00008526-200510001-00007.
- [31] S. R. Koehler-McNicholas, B. C. Savvas Slater, K. Koester, E. A. Nickel, J. E. Ferguson, and A. H. Hansen, “Bimodal ankle-foot prosthesis for enhanced standing stability,” *PLoS One*, vol. 13, no. 9, p. e0204512, Sep. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0204512.
- [32] S. R. Koehler-McNicholas *et al.*, “Mechanical and dynamic characterization of prosthetic feet for high activity users during weighted and unweighted walking,” *PLoS One*, vol. 13, no. 9, Sep. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0202884.
- [33] K. E. Zelik *et al.*, “Systematic Variation of Prosthetic Foot Spring Affects Center-of-Mass Mechanics and Metabolic Cost During Walking,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, no. 4, pp. 411–419, Aug. 2011, doi: 10.1109/TNSRE.2011.2159018.
- [34] E. G. Halsne, J. M. Czerniecki, J. B. Shofer, and D. C. Morgenroth, “The effect of prosthetic foot stiffness on foot-ankle biomechanics and relative foot stiffness perception in people with transtibial amputation,” *Clinical Biomechanics*, vol. 80, p. 105141, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105141.
- [35] E. M. Glanzer and P. G. Adamczyk, “Design and Validation of a Semi-Active Variable Stiffness Foot Prosthesis,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 12, pp. 2351–2359, Dec. 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2018.2877962.
- [36] C. E. Shell, A. D. Segal, G. K. Klute, and R. R. Neptune, “The effects of prosthetic foot stiffness on transtibial amputee walking mechanics and balance control during turning,” *Clinical Biomechanics*, vol. 49, pp. 56–63, Nov. 2017, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.08.003.
- [37] P. G. Adamczyk, M. Roland, and M. E. Hahn, “Sensitivity of biomechanical outcoFEM to independent variations of hindfoot and forefoot stiffness in foot prostheses,” *Hum Mov Sci*, vol. 54, pp. 154–171, Aug. 2017, doi: 10.1016/j.humov.2017.04.005.
- [38] M. J. Major, M. Twiste, L. P. J. Kenney, and D. Howard, “The effects of prosthetic ankle stiffness on ankle and knee kinematics, prosthetic limb loading, and net metabolic cost of trans-tibial amputee gait,” *Clinical Biomechanics*, vol. 29, no. 1, pp. 98–104, Jan. 2014, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.10.012.

- [39] N. P. Fey, G. K. Klute, and R. R. Neptune, “The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees,” *Clinical Biomechanics*, vol. 26, no. 10, pp. 1025–1032, Dec. 2011, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.06.007.
- [40] J. D. Ventura, G. K. Klute, and R. R. Neptune, “The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking,” *Gait Posture*, vol. 33, no. 2, pp. 220–226, Feb. 2011, doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.11.009.
- [41] E. Klodd, A. Hansen, S. Fatone, and M. Edwards, “Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users,” *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 47, no. 9, p. 899, 2010, doi: 10.1682/JRRD.2009.10.0166.
- [42] A. L. Ármannsdóttir, C. Lecomte, S. Brynjólfsson, and K. Briem, “Task dependent changes in mechanical and biomechanical measures result from manipulating stiffness settings in a prosthetic foot,” *Clinical Biomechanics*, vol. 89, p. 105476, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2021.105476.
- [43] M. K. Shepherd and E. J. Rouse, “The VSPA Foot: A Quasi-Passive Ankle-Foot Prosthesis With Continuously Variable Stiffness,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 12, pp. 2375–2386, Dec. 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2017.2750113.
- [44] O. A. Chiriac and D. Bucur, “From Conventional Prosthetic Feet to Bionic Feet. A Review,” 2020, pp. 130–138. doi: 10.1007/978-3-030-53973-3_14.
- [45] L. E. Yousif, K. K. Resan, and R. M. Fenjan, “Temperature effect on mechanical characteristics of a new design prosthetic foot.” [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/330262184>
- [46] <https://www.ossur.com/en-ca/prosthetics/feet/flex-foot-assure.>, accessed: 30.09.2024.
- [47] <https://www.ossur.com/en-gb/prosthetics/feet/proprio-foot.>, accessed: 30.09.2024.
- [48] A. H. Hansen and D. S. Childress, “Effects of adding weight to the torso on roll-over characteristics of walking,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 42, no. 3, pp. 381–390, May 2005, doi: 10.1682/JRRD.2004.04.0048.

- [49] K. M. Olesnavage and A. G. Winter, "Passive Prosthetic Foot Shape And Size Optimization Using Lower Leg Trajectory Error," 2017. [Online]. Available: <https://proceedings.asmedigitalcollection.asme.org>
- [50] K. Olesnavage and A. Winter, "Lower Leg Trajectory Error: A novel optimization parameter for designing passive prosthetic feet," *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 271–276, 2015.
- [51] V. Prost, W. B. Johnson, J. A. Kent, M. J. Major, and A. G. Winter, "Biomechanical evaluation over level ground walking of user-specific prosthetic feet designed using the lower leg trajectory error framework," *Sci Rep*, vol. 12, no. 1, Dec. 2022, doi: 10.1038/s41598-022-09114-y.
- [52] V. Prost, H. V. Peterson, and A. G. Winter, "Multi-Keel Passive Prosthetic Foot Design Optimization Using the Lower Leg Trajectory Error Framework," *J Mech Robot*, vol. 15, no. 4, Aug. 2023, doi: 10.1115/1.4055107.
- [53] N. P. Fey, G. K. Klute, and R. R. Neptune, "Optimization of prosthetic foot stiffness to reduce metabolic cost and intact knee loading during below-knee amputee walking: A theoretical study," *J Biomech Eng*, vol. 134, no. 11, 2012, doi: 10.1115/1.4007824.
- [54] A. R. N. Al Thahabi, L. M. Martulli, A. Sorrentino, M. Lavorgna, E. Gruppioni, and A. Bernasconi, "Stiffness-driven design and optimization of a 3D-printed composite prosthetic foot: A beam finite Element-Based framework," *Compos Struct*, vol. 337, Jun. 2024, doi: 10.1016/j.compstruct.2024.118053.
- [55] I. P. Rosinha, K. V. Gernaey, J. M. Woodley, and U. Krühne, "Topology optimization for biocatalytic microreactor configurations," 2015, pp. 1463–1468. doi: 10.1016/B978-0-444-63577-8.50089-9.
- [56] S. Rajput, H. Burde, U. S. Singh, H. Kajaria, and R. K. Bhagchandani, "Optimization of prosthetic leg using generative design and compliant mechanism," *Mater Today Proc*, vol. 46, pp. 8708–8715, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2021.04.026.
- [57] B. Ramalingam, S. Aswin Srikanth, and R. Bharanidaran, "Design of a compliant mechanism based prosthetic foot," 2017. [Online]. Available: www.tjprc.org
- [58] F. Chaari *et al.*, "Lecture Notes in Mechanical Engineering Series Editors." [Online]. Available: <https://link.springer.com/bookseries/11693>

- [59] T.-C. Lim, *Mechanics of Metamaterials with Negative Parameters*. Singapore: Springer Singapore, 2020. doi: 10.1007/978-981-15-6446-8.
- [60] W. Jiang *et al.*, “Manufacturing, characteristics and applications of auxetic foams: A state-of-the-art review,” Apr. 15, 2022, *Elsevier Ltd.* doi: 10.1016/j.compositesb.2022.109733.
- [61] “The mechanics of two-dimensional cellular materials,” *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences*, vol. 382, no. 1782, pp. 25–42, Jul. 1982, doi: 10.1098/rspa.1982.0087.
- [62] A. Mrozek and T. Streck, “Numerical Analysis of Dynamic Properties of an Auxetic Structure with Rotating Squares with Holes,” *Materials*, vol. 15, no. 24, Dec. 2022, doi: 10.3390/ma15248712.
- [63] B. R. Krishnan, A. N. Biswas, K. V. Ahalya Kumar, and P. S. Rama Sreekanth, “Auxetic structure metamaterial for crash safety of sports helmet,” *Mater Today Proc*, vol. 56, pp. 1043–1049, 2022, doi: 10.1016/j.matpr.2021.09.110.
- [64] D. Tahir, M. Zhang, and H. Hu, “Auxetic Materials for Personal Protection: A Review,” *physica status solidi (b)*, vol. 259, no. 12, Dec. 2022, doi: 10.1002/pssb.202200324.
- [65] M. F. Fardan, B. W. Lenggana, U. Ubaidillah, S. B. Choi, D. D. Susilo, and S. Z. Khan, “Revolutionizing Prosthetic Design with Auxetic Metamaterials and Structures: A Review of Mechanical Properties and Limitations,” Jun. 01, 2023, *MDPI*. doi: 10.3390/mi14061165.
- [66] K. M. Devin, J. Tang, A. R. Hamilton, D. Moser, and L. Jiang, “Assessment of 3D printed mechanical metamaterials for prosthetic liners,” *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 238, no. 3, pp. 348–357, Mar. 2024, doi: 10.1177/09544119231225529.
- [67] N. Brown, M. K. Owen, J. D. DesJardins, A. Garland, and G. M. Fadel, “Metamaterial design for targeted limb-socket interface pressure offloading in transtibial amputees,” in *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conference*, American Society of Mechanical Engineers (ASME), 2020. doi: 10.1115/DETC2020-22044.
- [68] M. Kowalczyk and H. Jopek, “Numerical analysis of the lower limb prosthesis subjected to various load conditions,” *Vibrations in Physical Systems*, vol. 31, no. 3, pp. 1–11, 2020, doi: 10.21008/j.0860-6897.2020.3.09.
- [69] H. J. Um, H. S. Kim, W. Hong, H. S. Kim, and P. Hur, “Design of 3D printable prosthetic foot to implement nonlinear stiffness behavior of human toe joint based

- on finite element analysis,” *Sci Rep*, vol. 11, no. 1, Dec. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-98839-3.
- [70] H.-S. Kim, H.-J. Um, W. Hong, H.-S. Kim, and P. Hur, “Structural design for energy absorption during heel strike using the auxetic structure in the heel part of the prosthetic foot.”
 - [71] F. Advisors, J. Bayod López, E. Barbosa, and L. Casas, “Computational foot modeling for clinical assessment Enrique Morales Orcajo,” 2015.
 - [72] D. Ewins and T. Collins, “Clinical Gait Analysis,” 2014.
 - [73] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, 2009. doi: 10.1002/9780470549148.
 - [74] <https://febio.org/>, accessed: 30.09.2024.
 - [75] R. Suzuki, K. Ito, T. Lee, and N. Ogihara, “Parameter identification of hyperelastic material properties of the heel pad based on an analytical contact mechanics model of a spherical indentation,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 65, pp. 753–760, Jan. 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.09.027.
 - [76] S. K. BASU, “A Cursory Look at Parallel Architectures and Biologically Inspired Computing,” in *Soft Computing and Intelligent Systems*, Elsevier, 2000, pp. 185–216. doi: 10.1016/B978-012646490-0/50012-3.
 - [77] “<https://www.mathworks.com/help/gads/what-is-the-genetic-algorithm.html>.”
 - [78] Y.-C. Liang and J. R. Cuevas Juarez, “A novel metaheuristic for continuous optimization problems: Virus optimization algorithm,” *Engineering Optimization*, vol. 48, no. 1, pp. 73–93, Jan. 2016, doi: 10.1080/0305215X.2014.994868.
 - [79] J. K. Grabski and A. Mrozek, “Identification of elastoplastic properties of rods from torsion test using FEMhless methods and a metaheuristic,” *Computers and Mathematics with Applications*, vol. 92, pp. 149–158, Jun. 2021, doi: 10.1016/j.camwa.2021.03.024.
 - [80] J. K. Grabski, M. Sopa, and A. Mrozek, “Application of the path-repairing technique and virus optimization algorithm for the dimensional synthesis of four-bar mechanisms,” *Archives of Civil and Mechanical Engineering*, vol. 23, no. 2, May 2023, doi: 10.1007/s43452-023-00670-2.
 - [81] A. Erdemir, M. L. Viveiros, J. S. Ulbrecht, and P. R. Cavanagh, “An inverse finite-element model of heel-pad indentation,” *J Biomech*, vol. 39, no. 7, pp. 1279–1286, Jan. 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.007.

- [82] A. N. Natali, C. G. Fontanella, and E. L. Carniel, “Constitutive formulation and numerical analysis of the heel pad region,” *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 15, no. 4, pp. 401–409, Apr. 2012, doi: 10.1080/10255842.2010.539561.
- [83] T. Mannan Balaramakrishnan, S. Natarajan, and S. Srinivasan, “Roll-over shape of a prosthetic foot: a finite element evaluation and experimental validation”, doi: 10.1007/s11517-020-02214-9/Published.
- [84] “<https://support.stratasys.com/en/Materials/FDM/FDM-TPU-92A>.”
- [85] E. Andreassen, A. Clausen, M. Schevenels, B. S. Lazarov, and O. Sigmund, “Efficient topology optimization in MATLAB using 88 lines of code,” *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 43, no. 1, pp. 1–16, Jan. 2011, doi: 10.1007/s00158-010-0594-7.
- [86] R. Zheng, B. Yi, X. Peng, and G. H. Yoon, “An Efficient Code for the Multi-Material Topology Optimization of 2D/3D Continuum Structures Written in Matlab,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 14, no. 2, Jan. 2024, doi: 10.3390/app14020657.
- [87] M. I. H. Siddiqui, I. A. Alnaser, and K. Alluhydan, “Assessment of a Carbon Fiber Prosthetic Running Blade for Enhanced Reliability,” *Eksploatacja i Niezawodnosc*, vol. 25, no. 4, 2023, doi: 10.17531/ein/172668.