



Politechnika Poznańska
Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania
Instytut Mechaniki Stosowanej

PRACA DYPLOMOWA INŻYNIERSKA

**Modelowanie i analiza właściwości mechanicznych
protezy stopy**



dr hab. Tomasz Stręk, prof. nadzw. PP

Poznań 2018

Spis Treści

1. Wstęp	4
1.1 Wprowadzenie	4
1.2 Cel i zakres pracy.....	5
1.3 Streszczenie, Abstracts	6
2. Anatomia i biomechanika kończyny dolnej.....	7
2.1 Anatomia kończyny dolnej.....	7
2.2 Anatomia stopy w kontekście budowy stopy protezowej.....	8
2.3 Biomechanika kończyny dolnej.....	9
2.4 Biomechanika stopy w kontekście ruchliwości stopy protezowej	11
3. Protezy kończyny dolnej.....	12
3.1 Rodzaje protez	12
3.1.1 Podział protez w zależności od poziomu amputacji	12
3.1.2 Proteza skorupowa	14
3.1.3 Proteza modułarna	14
3.2 Budowa protez	15
3.2.1 Lej protezowy.....	15
3.2.2 Mechanizm kolanowy	16
3.2.3 Stopa protezowa	17
3.3 Materiały stosowane	18
4. Biomechanika chodu.....	21
4.1 Fazy chodu	21
4.2 Determinanty chodu	22
5. Własności mechaniczne w ciele stałym	23
5.1 Naprężenia i odkształcenia	23
5.2 Związek konstytutywny.....	25
5.3 Równanie Naviera	27
5.4 Metoda elementów skończonych.....	27
6. Materiały i metody	29
6.1 Przykłady konstrukcyjne będące podstawą stworzonych modeli wirtualnych	29
6.2 Modele wirtualne.....	31
6.2.1 Stopa typu Trias	31
6.2.2 Stopa typu Nitro running	32
6.3 Zastosowane programy do modelowania i symulacji	33

6.3.1 Fusion 360	33
6.3.2 Comsol Multiphysics 3.4	33
7. Modelownie i symulacja	34
7.1 Składowe procesu modelowania	34
7.1.1 Preprocessing	34
7.1.2 Solving	41
7.1.3 Postprocessing	42
7.2 Symulacje i wyniki	42
7.2.1 Badanie własności mechanicznych stopy Trias	42
7.2.1.1 Model zbudowany z włókna węglowego	42
7.2.1.2 Model zbudowany z włókna węglowego oraz gumy	45
7.2.1.3 Model dla warunku przemieszczenia pięty.	47
7.2.2 Badanie postaci częstości drgań własnych stopy Trias	51
7.2.3 Badanie własności mechanicznych stopy Nitro	52
7.2.3.1 Wyniki otrzymane w programie Fusion 360	52
7.2.3.2 Wyniki otrzymane w programie Comsol Multiphysics	55
7.2.4 Badanie postaci częstości drgań własnych stopy Nitro	57
7.2.4.1 Wyniki otrzymane w programie Fusion 360	57
7.2.4.3 Odpowiedź na wymuszenie	60
7.2.5 Badanie wpływu masy na wartości częstotliwości drgań własnych	61
7.2.6 Badanie wpływu zmiany stopnia wielomianu funkcji Lagrange na wartości częstotliwości drgań własnych	62
8. Wnioski	64
Bibliografia	66

1. Wstęp

1.1 Wprowadzenie

Protetyka ortopedyczna, zwana również indywidualnym zaopatrzeniem ortopedycznym jest to dziedzina techniki, która w ostatnich latach zyskuje coraz szybszy rozwój. Przyczyną tej sytuacji jest korzystanie tej dziedziny z osiągnięć zarówno mechaniki (w tym biomechaniki), mechatroniki, elektroniki, informatyki jak i materiałoznawstwa, w kontekście wykorzystania nowych, lżejszych i mocniejszych materiałów inżynierskich. Protetyka współpracuje również w szerokim zakresie z medycyną. Wiedza z tego zakresu jest niezbędna dla prawidłowej obsługi pacjenta, aspekt ten wyróżnia zwłaszcza inżynierów biomedycznych.

Dobór odpowiedniego zaopatrzenia protetycznego kończyny dolnej wymaga indywidualnego wyboru każdej z części protezy, w zależności od takich aspektów jak: stopień mobilności pacjenta, jego nastawienie fizyczne i psychiczne, wcześniejsze doświadczenia w użytkowaniu protezy, poziom amputacji, stan kikuta i inne. Szeroki wachlarz możliwości rozwiązań dostępnych na rynku pozwala na taki dobór komponentów i ich ustawień, dzięki którym pacjent nie tylko odzyska sprawność ruchową, ale będzie również czuł się pewnie i komfortowo w protezie.

Jednym z najistotniejszych elementów protez kończyny dolnej są stopy protezowe. Komponenty te mają bezpośredni kontakt z podłożem, co oznacza, że muszą swoją konstrukcją spełniać biomechaniczne wymagania stawiane stopom. Funkcje stóp protezowych, polegające na utrzymaniu ciała w pozycji stojącej, zapewnienie prawidłowego chodu pacjenta oraz dostosowanie się do nierówności podłoża realizowane są poprzez ich konstrukcje i użyte materiały. Znaczna większość stóp protezowych wykonana jest z włókien węglowych. Materiały te są zarówno bardzo wytrzymałe (co jest istotne ze względu na duże obciążenia jakie przenoszone są przez stopy), lekkie (wpływa to bezpośrednio na ciężar całej protezy a pośrednio również na komfort pacjenta) jak również cechują się możliwością akumulacji energii sprężystej i wykorzystaniem jej do wspomagania procesu chodu.

W projektowaniu inżynierskim coraz częściej kładzie się nacisk na wykorzystanie możliwości komputerów do testów poprzedzających wykonywanie prototypów. Pozwala to bowiem na wzrost ekonomiczności projektu, gdyż możliwe nieprawidłowości w konstrukcji wykrywane są na wcześniejszych etapach pracy. Wśród takich testów szczególne miejsce zajmują symulacje wytrzymałościowe na modelach wirtualnych. W tym celu stosuje się specjalnie dedykowane programy inżynierskie, których rozbudowane możliwości pozwalają na sprawdzenie zachowania się konstrukcji w różnych warunkach. Są to metody szybsze i pozwalające na łatwe sprawdzenie wielu parametrów w porównaniu do metod tradycyjnych obliczeń analitycznych. Bazują one na metodzie elementów skończonych (MES), której idea opiera się na podziale konstrukcji na skończoną liczbę elementów i wykonanie obliczeń w tych punktach. Obecnie produkowane komputery cechują się dużą mocą obliczeniową pozwalającą na symulacje bardzo złożonych zagadnień. Możliwości wykorzystania tych metod są niezwykle szerokie i stają się powoli niezbędnym etapem w procesie projektowania.

1.2 Cel i zakres pracy

Inspiracją do powstania projektu była świadomość szybkiego rozwoju dziedziny jaką jest protetyka ortopedyczna jak również uzmysłowienie rosnącej roli procesów modelowania i symulacji (w tym szczególnie wytrzymałościowych) w aktualnych trendach projektów inżynierskich.

Zakres pracy

Praca podzielona została na dwie części. Część pierwsza zawiera teoretyczny wstęp do omawianych zagadnień. Przedstawiono kolejno wiedzę z dziedziny anatomii i biomechaniki kończyny dolnej, z szczególnym uwzględnieniem stóp, następnie opisano aktualne rozwiązania stosowane w dziedzinie indywidualnego zaopatrzenia protetycznego kończyny dolnej tj. Przedstawiono rodzaje i podstawowe elementy protez nóg. Wyróżniono również biomechaniczne aspekty chodu człowieka. Opisano podstawy wytrzymałości materiałów, przytaczając odpowiednie prawa i wzory, na których opierają się badania komputerowe.

W część drugiej znajduje się przedstawienie modeli stworzonych na potrzeby symulacji wraz z opisem użytych programów. Dokładnie omówiono również każdy z etapów symulacji tj. Przygotowanie modelu, wykonywanie obliczeń, prezentacje wyników. Opisano proces implementacji danych w obu użytych programach. Opis poszczególnych badań wraz z wynikami w postaci graficznej zamieszczono w kolejnym rozdziale. Przedstawiono obserwacje i wnioski wynikające z poczynionych badań.

Cel pracy

Celem pracy było przedstawienie zagadnień teoretycznych i praktycznych procesu projektowania i symulacji własności mechanicznych stóp protezowych z użyciem dostępnych programów inżynierskich. Wyszczególniając, zadania przedstawiały się następująco:

- Zaprojektowanie modeli wirtualnych 2 stóp protezowych w oparciu o rozwiązania stosowane komercyjnie
- Przeprowadzenie symulacji stopy protezowej typu Trias, w aspekcie własności mechanicznych i częstotliwości drgań własnych
- Przeprowadzenie symulacji stopy protezowej typu Nitro, w aspekcie własności mechanicznych i częstotliwości drgań własnych - porównanie wyników otrzymanych w dwóch, niezależnych programach
- Przeprowadzenie badań wpływu masy protezy na wartości częstotliwości drgań własnych
- Przeprowadzenie badań wpływu stopnia wielomianu funkcji kształtu na wartości częstotliwości drgań własnych.

1.3 Streszczenie, Abstracts

Streszczenie

W pracy skupiono się na wykorzystaniu powszechnie znanych i dostępnych programów do zamodelowania i symulacji wirtualnych projektów stóp protezowych proponowanych przez największych światowych producentów - Ottobock i Freedom Innovations. Badania składały się ze sprawdzenia właściwości mechanicznych z zakresu naprężeń i odkształceń jak również sprawdzono częstotliwości drgań własnych konstrukcji. Stopy protezowe rozpatrywano w sytuacji występującej podczas codziennego użytkowania. Wykorzystano wiedzę z zakresu biomechaniki, materiałoznawstwa oraz wytrzymałości materiałów do zaimplementowania odpowiednich warunków brzegowych, będących podstawą symulacji. Porównano wyniki otrzymane z dwóch różnych programów. Otrzymane wyniki różniły się w małym stopniu, co uznano za wynik różnic wewnętrznych w programach.

Abstracts

The project focuses on the use of widely known and available programs to model and simulate virtual prosthetic foot, designs proposed by the world's largest manufacturers - Ottobock and Freedom Innovations. The tests consisted of checking mechanical properties in the area of stresses and strains as well as checking the natural frequencies of the structure. Prosthetic foot were considered in a situation occurring during everyday use. The knowledge in the field of biomechanics, materials science and strength of materials to implement appropriate boundary conditions, which are the basis of simulation, was used. The results obtained from two different programs were compared. The obtained results differed to a small extent, which was considered to be the result of internal differences in the programs.

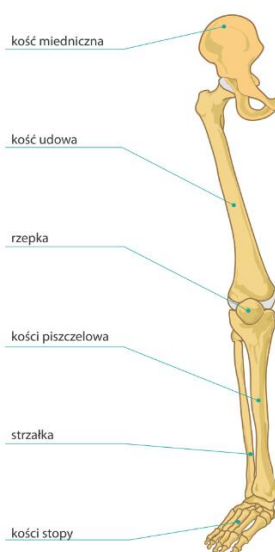
2. Anatomia i biomechanika kończyny dolnej

Rozdział w oparciu o pozycje [1].

2.1 Anatomia kończyny dolnej

Kończyna dolna jest narzędziem lokomocji człowieka. Do jej zadań należy: utrzymanie ciała w pozycji pionowej, zapewnienie możliwości przemieszczania się a także wykonywanie różnych ruchów. Od strony anatomicznej, w jej budowie rozróżniamy: obręcz kończyny dolnej, zbudowaną z miednicy kostnej oraz część wolną kończyny dolnej. Ruch w obrębie poszczególnych części zapewniają stawy. Z jednej strony utrzymują one kości względem siebie na właściwych miejscach (odpowiednie usytuowanie panewek i główek), z drugiej - pozwalają na wzajemną relacje ruchu. Szkielet kostny stabilizowany jest za pomocą więzadeł a układ mięśniowy zapewnia mu wykonywanie ruchów. Wiązadła spełniają funkcje stabilizowania stawów, hamowania nadmiernych ruchów, utrzymywania kości w stawach. Mięśnie zapewniają czynny ruch stawów, pełniąc rolę siłowników. Skurcze mięśni powodują przemieszczanie się kości, pośredniczą one też w przekazywaniu impulsów nerwowych skierowanych na układ ruchu.

Kończynę dolną wolną budują 22 kości. Najważniejsze z nich to: kość udowa, kość strzałkowa, kość piszczelowa, rzepka oraz kości stopy. Stopa zostanie dokładniej omówiona w kolejnym podrozdziale. Kości uda i podudzia łączą się ze sobą stawem kolanowym, natomiast udo z obręczą miedniczną łączy staw biodrowy. Stopa łączy się z pozostałymi elementami poprzez staw skokowy. Miednica kostna zbudowana jest z kości krzyżowej i dwóch kości miednicznych. Pierwsza, składa się ze zrośniętych kręgów natomiast dwie pozostałe są zbudowane z kości biodrowej, łonowej i kulszowej. Te trzy kości, łącząc się ze sobą, formują panewkę stawową dla kości udowej. Stawy kończyny dolnej charakteryzują się złożoną budową i odgrywają ważną rolę w funkcjonowaniu narządu ruchu. Do największych z nich należą staw biodrowy oraz staw kolanowy. Są one, poprzez swoją budowę, przystosowane do przenoszenia dużych obciążeń, nieraz kilkukrotnie większych niż ciężar ciała człowieka.



Rys 2.1 Budowa anatomiczna kończyny dolnej [21].

Wśród mięśni, które odpowiadają za ruch w stawie biodrowym i kolanowym wyróżniamy m.in: mięsień biodrowo-lędźwiowy, naprężacz powięzi szerokiej, pośladkowy wielki, pośladkowy średni, pośladkowy mały, mięsień gruszkowaty, czworoboczny uda, zasłaniacz wewnętrzny, zasłaniacz zewnętrzny, mięsień krawiecki, mięsień czworogłowy, mięsień grzebieniowy, mięsień smukły, mięsień przywodziciel długi, mięsień przywodziciel krótki, mięsień przywodziciel wielki, mięsień półścięgnisty, mięsień półbłoniasty, mięsień dwugłowy uda, mięsień podkolanowy oraz mięsień brzuchaty łydki.

2.2 Anatomia stopy w kontekście budowy stopy protezowej

Stopa zmieniała swój kształt w miarę rozwoju ewolucji człowieka. Musi ona zapewniać możliwość przenoszenia znacznych obciążeń statycznych i dynamicznych. Prawidłowo ukształtowana stopa ma 3 punkty podparcia- jeden na pięcie i dwa w części przedniej, rozmieszczone na dwóch przeciwnych krańcach, wzdłuż linii wyznaczonej przez palce, a więc wewnętrzny leży nieco powyżej zewnętrznego. Miejsca te skupiają największe obciążenia.



Rys 2.2 Części anatomiczne stopy [1].

Budowa anatomiczna stopy jest bardzo skomplikowana. Wynika to z tego, że podczas przemieszczania ciała człowieka, musi ona dostosowywać się do zmian podłoża i zapewnić równowagę ciała. Fakt ten starają się uwzględnić projektanci stóp protezowych. Dobór materiału i ukształtowania części protezy mającej kontakt z podłożem musi zapewnić swobodne wyginanie się stopy w zakresie możliwych zmian kształtu podłoża. W tym celu stosuje się np. konstrukcje dzielonego przodu i tyłu czy osobnego palucha w części przedniej, aby rozróżnić zachowanie poszczególnych elementów stopy. Ilustruje to rys 2.3



Rys 2.3 Zachowanie się stopy protezowej na nierównościach terenu [22].

Stopa składa się z 26 kości podzielonych na trzy zespoły - stępu, śródstopia oraz palców. Pierwszą część buduje 7 kości, śródstopie - 5, natomiast na każdy z palcy, poza pierwszym, przypadają 3 kości zwane paliczkami. Do kości stępu należą: kość piętowa, kość skokowa, trzy kości klinowate, kość sześcienna, kość łódkowata. Największą z nich jest kość piętowa. Kość skokowa odpowiada za przenoszenie ciężaru - z ciała na stopę (przodostopie i tyłostopie). Ciężar ten rozkładany jest w trzech kierunkach: tylnym, przyśrodkowym i boczno-przednim. Kości śródstopia są kośćmi długimi, o małych rozmiarach. Składają się z podstawy, trzonu i głowy. Palce stopy składają się z paliczków - paluch budują dwa, bliższy i dalszy, natomiast pozostałe składają się z trzech, bliższego, środkowego i dalszego. Kształt stopy, wyróżnia się konstrukcją łukową sklepienia. Podczas konstruowania stóp protezowych stosuje się tzw. podejście antyanatomiczne. W ten sposób uzyskuje się rozwiązania nie przypominające kształtem naturalnej stopy, jednakże wykazujące się dużą funkcjonalnością. Stopy protezowe składają się zwykle z części podeszwowej, będącej powierzchnią styku z podłożem oraz wygiętej części przypominającej łuk, wykonanej z materiałów sprężystych. Taką konstrukcją charakteryzują się m.in stopy Axtion, Terion K2, Senator, Promenade, Sierra i inne. Poszczególne części tych protez różnią się między sobą kształtem, rozmiarem, grubością jak i użytym materiałem. Wyjątek stanowi stopa typu Trias, która została zaprojektowana tak, aby swoją budową przypominać anatomiczną budowę stopy.

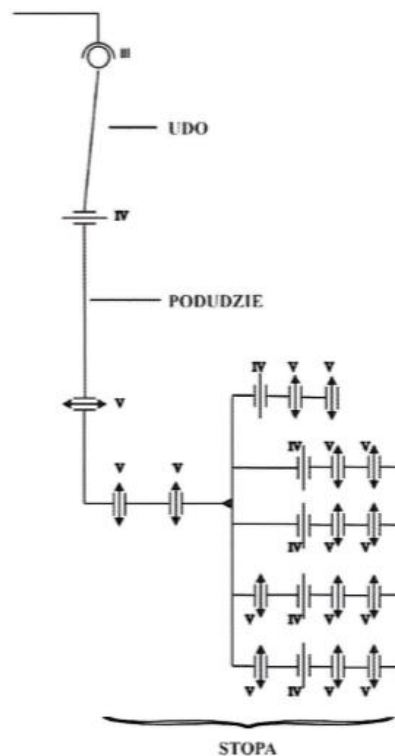
W obrębie stopy wyróżniamy 9 grup stawów. Dwa najważniejsze to górny i dolny staw skokowy. Staw skokowy górny, czyli skokowo-goleniowy, łączy kość goleni i kość skokową. Umacniają go liczne więzadła: przyśrodkowe, skokowo-strzałkowe i piętowo-strzałkowe. W zgięciu grzbietowym jest zwarty, z kolei w zgięciu podeszwowym rozluźniony i narażony na urazy. Staw skokowy dolny, czyli skokowo-piętowo-łódkowy łączy kości skokową z piętową i łódkową. Pozostałe stawy wykazują niewielką możliwość ruchu. Wymienić można: staw skokowo-piętowy, staw poprzeczny stępu, staw stępowo-śródstopny, staw klinowo-łódkowy, staw piętowo-sześcienny, stawy międzyśródstopne, stawy śródstopno-paliczkowate i stawy międzypaliczkowate.

Najważniejsze mięśnie odpowiadające za czynny ruch kości i stawów stopy to: piszczelowy przedni i tylny, prostownik krótki palców, prostownik krótki palucha, prostownik długi palców, prostownik długi palucha, zginacz długi palców, zginacz długi palucha, zginacz krótki palucha, odwodziciel i przywodziciel palucha, strzałkowe trzeci, długi i krótki, brzuchaty łydki, płaszczkowaty, podeszwowy, czworoboczny podeszwy, mięśnie międzykostne podeszwowe i grzbietowe, mięśnie glistowate i inne.

2.3 Biomechanika kończyny dolnej

Kończyna dolna rozpatrywana pod względem mechanicznym może być określana jako otwarty układ kinematyczny. Aby taki układ uczynić zamkniętym, musi ona zyskać kontakt z podłożem. Miejscami, w których w układzie występuje ruch, są stawy. Parą kinematyczną nazywamy dwa człony połączone stawem. Kiedy członów jest więcej niż dwa i są one połączone w sposób ruchowy wówczas mówimy o łańcuchu kinematycznym. Parami kinematycznymi w obrębie kończyny dolnej są: staw biodrowy, mający możliwość wykonywania 3 niezależnych ruchów obrotowych; staw kolanowy, pozwalający na 2 niezależne ruchy obrotowe; staw skokowy i pozostałe stawy stopy, pozwalają

na ruchy obrotowe względem 1 lub 2 osi. Sumarycznie 23 człony kończyny dolnej połączone są przez 22 połączenia stawowe. Ruchliwość całej kończyny jest równa 30.



Rys 2.4 Kończyna dolna jako łańcuch kinematyczny [1].

W kończynie dolnej możemy wyróżnić 3 osie, które służą jako wyznacznik prawidłowego jej ukształtowania. Są to: oś mechaniczna - przebiega pomiędzy środkami stawów biodrowego i kolanowego, prawidłowa jest odchylona od pionu o ok 3° , oś anatomiczna uda i oś anatomiczna podudzia przebiegają przez środki geometryczne tych części ciała. Pierwsza powinna być odchylona od pionu o 6° , natomiast druga - pokrywać się z osią mechaniczną. W stawie biodrowym możliwe są ruchy rotacyjne względem 3 osi strzałkowej, poziomej i pionowej. Dla osi poziomej (płaszczyzna strzałkowa) występuje zginanie (ruch w przód) i prostowanie (ruch w tył). Dla osi strzałkowej (płaszczyzna czołowa) mówimy o odwodzeniu (w kierunku bocznym) i przywodzeniu (w kierunku do wewnątrz). Dla osi pionowej (płaszczyzna poprzeczna) wyróżniono natomiast odwracanie (rotacja zewnętrzna) i nawracanie (rotacja wewnętrzna). W stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej wyróżniamy ruchy zginania i prostowania. Ponadto, zginanie może być czynne lub bierne, różne są wówczas zakresy ruchów. Ruch zginania w stawie kolanowym wymaga dokładniejszego rozpatrzenia. Zginanie jest bowiem kombinacją ruchów obtaczania oraz poślizu. Dotyczy powierzchni stawowych kości piszczelowej oraz udowej i ich położenia względem siebie. W zależności od kąta zgięcia w stawie może występować - tylko obtaczanie przy małym zgięciu, oba te ruchy przy kątach większych, natomiast przy największych wartościach zgięcia - tylko poślizg. Rotacje - zewnętrzna i wewnętrzna- występują tylko przy zgięciu w kolanie, jednakże niemaxymalnym. Dominujący wpływ na te ruchy mają więzadła krzyżowe - przednie i tylne.

Ruchomość w każdym ze stawów ograniczają struktury anatomiczne, czyli kości, więzadła i mięśnie a także położenie sąsiednich kończyn. Maleje ona również wraz z

wiek. Wartości kątów maksymalnych możliwych do osiągnięcia w poszczególnych ruchach są zmienne w zależności od osoby-różnice mogą wynikać nie tylko ze względu na wiek, ale i stopnia wytrenowania czy geometrię kości. Wpływ taki ma np. rzepka której rolą jest zwiększenie momentu prostującego staw kolanowy. Znaczenie mają oczywiście również przebyte stany chorobowe.

2.4 Biomechanika stopy w kontekście ruchliwości stopy protezowej

Do biomechanicznych zadań stopy należą: poruszanie się po powierzchniach nierównych, powierzchniach o różnej twardości jak i po pochyłościach. Prawidłowe funkcjonowanie stopy, jako złożonego biomechanicznie łańcucha kinematycznego, zależy od wzajemnej współpracy między układem mięśniowym i szkieletowym. Elementy budowy anatomicznej tj. powierzchnie stawowe, torebki stawowe, więzadła i mięśnie warunkują ruchomość stawów stopy. W wykonywaniu ruchów uczestniczą stawy: skokowo-goleniowy, skokowo-piętowo-lódkowy, stępu, śródstopno-paliczkowy i międzypaliczkowy. W stawie skokowym górnym zachodzą ruchy zginania grzbietowego i podeszwowego stopy. Jest to staw jednoosiowy zawiasowy. Oś obrotu, nie leży w płaszczyźnie czołowej, a skośnie, na zewnątrz od niej. W stawie skokowym dolnym zachodzą ruchy odwracania i nawracania stopy, zginania podeszwowego i grzbietowego oraz przewodzenia i odwodzenia stopy. Stawy śródstopno-paliczkowe charakteryzują ruchy zginania i prostowania palców a także przywodzenia i odwodzenia, jednak w mniejszym stopniu. Stawy międzypaliczkowe odpowiadają za ruchy zginania i prostowania.

Sklepienie stopy zbudowane jest z 5 łuków podłużnych i łuków poprzecznych. Mięśnie działając na sklepienie stopy, przeciwdziałają ciężarowi ciała. Obciążenie stopy zmienia się w zależności od wykonywanego ruchu, jego tempa a także ilości punktów podporu (stanie na jednej lub obu nogach). W przypadku stania na jednej kończynie, obciążenie, zamiast skupiać się piętach i głowach pierwszej kości śródstopia, przechodzi na boczny brzeg stopy. Przy przenoszeniu znacznych obciążeń pomaga podściółka tłuszczowa, która jest elastyczna, może ulegać spłaszczeniu, jednak nie pozwala na zetknięcie się górnej i dolnej powierzchni. Całkowite obciążenie przykładane jest na bloczku kości skokowej skąd rozkłada się na trzy składowe- jedna w kierunku pięty i dwie w kierunkach kości śródstopia, palca małego i palucha.

Połączenie stopy z golenią zmniejsza oddziaływanie mechaniczne. Stopa prawidłowa tłumi ok 70% obciążenia naciskowego podczas chodu. Podczas chodu zachodzą kolejno następujące działania stopy: odbicie stopy odciążonej z wymachem ku przodowi, pięta unosi się podczas odbicia co powoduje uniesienie ciała i zmianę środka ciężkości, zetknięcie stopy z podłożem i zgięcie się grzbietowe stopy, przyłgnięcie do podłoża stopy i zgięcie podeszwowe. W konstrukcji stóp protezowych stosuje się materiały sprężyste, mające możliwość zginania się, upodabniając się do naturalnego zachowania stopy. Materiały te absorbują również energię podczas obciążania stopy i tłumią powstające naprężenia. Zaabsorbowana energia wykorzystywana jest dla wspomagania wybicia z palców. Pozwala to na jak najlepsze zachowanie się stopy protezowej podczas chodu, zapewniając stabilność i płynne wykonywanie ruchu.

3. Protezy kończyny dolnej

Rozdział w oparciu o pozycje [2-3,9-15].

3.1 Rodzaje protez

3.1.1 Podział protez w zależności od poziomu amputacji

Protetyka kończyn jest branżą wykorzystującą osiągnięcia z takich dziedzin jak: medycyna, mechanika, mechatronika, elektronika, informatyka i robotyka, stosuje również najnowocześniejsze materiały wykazujące się dużą wytrzymałością przy jednocześnie małej masie. Protezy kończyn dolnych spełniają funkcje podporowe. Pozwalają na odzyskanie funkcji lokomocji i prawidłowego funkcjonowania po amputacjach w lepszym stopniu niż protezy kończyn górnych - ich stosowanie może być prawie niewidoczne co sprawia mniej problemów psychofizycznych osobom protezowanym. Zapewnienie niezbędnych funkcji lokomocji jest także możliwe przy zastosowaniu prostszych rozwiązań technologicznych aniżeli w przypadku protez kończyn górnych, które wymagają bardzo rozbudowanej konstrukcji.

Protezy kończyn dolnych podzielić możemy ze względu na miejsce amputacji. Ogólny podział to: uzupełnienia protetyczne na poziomie ubytków stopy, protezy podudzia, protezy uda oraz protezy całkowite kończyn dolnych.

Uzupełnienia protetyczne stóp. W obrębie stóp możemy spotkać się z amputacjami na wysokości palcy, przodostopia, śródstopia, stawu Lisfrance'a, stawu Choparta oraz kości skokowej. W przypadku amputacji częściowych stopy wykonuje się części zastępcze utraconych palcy np. z korku lub filcu, (stosowane z specjalnymi wkładkami w celu zapewnienia dobrego podłoża) lub silikonowe protezy samonośne części stopy. Takie rozwiązania są rozwiązaniami kosmetycznymi, nie oddziałują dynamicznie, stosuje się je w celu uniknięcia zaburzeń statyki stopy oraz dla efektu wizualnego. Ich projekt może być inspirowany wyglądem drugiej stopy, aby zapewnić wysoce realistyczny wygląd a w konsekwencji komfort pacjenta. Takie protezy mają ograniczone funkcje, dlatego są niezalecane dla osób aktywnych. W protezie silikonowej utrudnione jest dokonywanie poprawek kształtu i daną protezę można stosować tylko do jednej wysokości obcasa. Ich zalety to z kolei trwałość, odporność na ścieranie i łatwość w utrzymaniu higieny. W przypadku amputacji w wyższych partiach stopy stosuje się protezy z ujęciem cholewkowym. Jednocześnie, przy stosowaniu tego typu zaopatrzenia ortopedycznego, należy również zaopatrzyć się w specjalnie dostosowane obuwie. Amputacje w obrębie stępu można protezować podobnym rozwiązaniem, jednak z wyższą cholewką i usztywnionym językiem. Amputacje w obrębie stawu skokowego są niekorzystne ze względu na słabo ukształtowany kikut, który w tym przypadku wymaga już protezy podudziowej z niską stopą np. typu Syme'a (od nazwy amputacji).

Protezy podudzia. Wykonuje się je na kikut poniżej kolana, długości kilkunastu centymetrów. Proteza taka, składa się z leja protetycznego, łącznika i stopy protezowej. Wyróżniamy protezy tymczasowe i stałe (ostateczne). Protezy tymczasowe wykonuje się w początkowej fazie zaprotezowania, celem dostosowania leja protetycznego, uregulowania wymiarów kikutu i przygotowania pacjenta do nauki chodzenia w protezie. Ten

rodzaj protezy pozwala nanosić bieżące poprawki w obwodzie leja. Jeśli proteza tymczasowa spełnia swoje zadanie, nie wykazuje dodatkowych ucisków, a wymiary kikuta przestają się zmieniać, można wykonać protezę ostateczną, za punkt odniesienia przyjmując ostatni, dopasowany wymiar protezy tymczasowej. W tym celu wykonuje się nowy lej protezowy, natomiast pozostałe elementy mogą zostać niezmiennie. Połączenie wszystkich zespołów protezy może odbywać się poprzez konstrukcje wewnątrzszkieletową bądź też zewnątrzszkieletową. Oba rozwiązania zostaną dokładniej omówione w rozdziałach 3.1.2-3.1.3.

Protezy uda. Jest to proteza po amputacji w wyluszczeniu stawu kolanowego bądź też powyżej kolana. Proteza w wyluszczeniu charakteryzuje się kikutem o dobrych cechach biomechanicznych jednak o niekorzystnym kształcie. Protezę taką charakteryzuje dobra stabilność boczna i rotacyjna oraz trwałym wymiarowo lej. Amputacja powyżej kolana daje zwykle kikut o długości odpowiadającej kości udowej skróconej o ok. 13 cm. Głównym elementem wyróżniającym protezę uda od wcześniejszej jest, poza różnicami w kształcie leja protezowego, stosowanie protezy kolanowej. Konieczność zastąpienia funkcji anatomicznego kolana sprawia, że proteza ta jest znacznie trudniejsza zarówno w wykonaniu jak i obsłudze przez pacjenta. Wpływa to w znacznej mierze na koszt wykonania protezy.

Proteza całej kończyny dolnej. Takie rozwiązanie stosuje się w przypadkach braku kikuta udowego, czyli po amputacji podkrętarzowej, zabiegu wyluszczenia w stawie biodrowym lub amputacji przemieszczającej. Kikut w powyższych przypadkach szybko się formułuje co pozwala na wczesne zaopatrzenie w protezę ostateczną. Proteza ta wyróżnia się posiadaniem sztucznego stawu biodrowego. Pierwowzorem takiej protezy jest proteza kanadyjska, której lej obejmuje całą miednicę a ruch wolny zachodzi w przegubach stawu biodrowego i kolanowego. Stosowany jest mechanizm Puttiego, zakładający przesunięcie osi stawu biodrowego do przodu (względem osi mechanicznej) a osi stawu kolanowego do tyłu. Dzięki temu, podczas pełnego obciążenia powstaną momenty obrotowe, za pomocą których zachodzi ryglowanie przegubów protetycznych. Wykonanie kosza biodrowego musi się odbywać zgodnie z zasadą trójpunktowego oddziaływania konstrukcji na odcinek ciała, który ma obejmować. Po amputacji w wyluszczeniu podczas protezowania należy zwrócić szczególną uwagę na zachowanie stałej pozycji guza kulszowego. Po amputacji przez miedniczną należy wydłużyć lej ku górze by oprzeć kosz pod łuki żebrowe.



Rys 3.1 Rodzaje protez kończyny dolnej w zależności od poziomu amputacji – kolejno: proteza podudzia, protezy uda, proteza całościowa [23].

3.1.2 Proteza skorupowa

Jest to proteza, w której poszczególne elementy są połączone konstrukcją zewnątrzszkieletową. Konstrukcja taka jest swoistą obudową, która odwzorowuje naturalny kształt kończyny. Jest to rozwiązanie starsze które jest stosowane coraz rzadziej. Wynika to z ograniczeń możliwości wprowadzenia poprawek w takiej protezie, gdyż dostęp do poszczególnych komponentów jest utrudniony bądź też niemożliwy. Jednakże wciąż można spotkać się z takim rozwiązaniem np. wśród pacjentów, którzy po wieloletnim użytkowaniu tego typu protezy nie chcą przestawiać się na nowocześniejsze rozwiązania. Wynalezienie nowych materiałów jak i technologii spowodowało znaczący wzrost popularności tzw. protez modułarnych.

3.1.3 Proteza modułarna

Jest to obecnie najczęściej stosowany typ protezy. Każdy element protezy jest traktowany jako moduł, a poszczególne moduły można w łatwy sposób łączyć ze sobą mechanicznie. Pozwala ona na proste dostosowywanie ustawienia stóp, wprowadzenia zmian w układzie kolanowym itp. Proteza taka może być stosowana bez zewnętrznych okryć, jednak najczęściej stosuje się tzw. miękkie pokrycie kosmetyczne, czyli gąbkowaty materiał naciągany na protezę od leja do stopy, którego kształt jest dostosowywany do budowy zdrowej nogi pacjenta. Takie pokrycie jest łatwe w zdejmowaniu, zapewnia jednak ochronę znajdujących się pod nim elementów, naturalny i estetyczny wygląd. Może być też łatwo wymieniany, co nie jest możliwe przy stosowaniu okryć w protezie skorupowej. Proteza modułarna pozwala na łatwe dopasowanie i wymianę komponentów w miarę jej użytkowania.



Rys 3.2 Proteza skorupowa (po lewej) i proteza modułarna (po prawej) [24,25].

3.2 Budowa protez

3.2.1 Lej protezowy

Lej protezowy jest to element, który ma bezpośrednie połączenie z kikutem pacjenta. Ważne jest, aby jego konstrukcja była dokładnie dopasowana, aby nie wywierał ucisków i nie powodował niebezpiecznych zniekształceń w obrębie kikuta. Prawidłowo wykonany lej musi zapewniać komfort i wygodę użytkownika a także stabilne połączenie z pozostałymi elementami protezy.

Wykonanie leji protezowych jest różne w zależności od tego czy jest to lej wewnętrzny czy lej zewnętrzny. Lej wewnętrzny, czyli inaczej wkładka kikutowa formowany jest techniką naciągania wzdłużnego na pozytywny gipsowy podgrzanej folii termoplastycznej. Leje zewnętrzne tworzone są techniką laminowania ręcznego z zastosowaniem żywic (najczęściej akrylowej lub epoksydowej) i materiałów zbrojeniowych w postaci włókien szklanych i węglowych.

Mocowanie leja protezowego do kikuta może odbywać się poprzez: zawieszenie szelkowe, tuleje udową z szynami, specjalne wyprofilowanie leja: typu PTS (nadrzępkowo/nadkłykciowy) czy KBM (nadkłykciowy). Istnieją również rozwiązania wewnętrzne-samonośne, coraz częściej stosowane, do których należą: stosowanie lainera oraz mocowanie podciśnieniowe tzw. Leje pełnokontaktowe. Pomiedzy kikutem a lejem umieszcza się miękką wkładkę bądź też na kikut naciąga się tzw. lainer czyli silikonową bądź kopolimerową żelową "pończochę" która łączy się z lejem protezowym mechanizmem trzpieniowym. Zapewniają one bardzo stabilne połączenie, jednakże są to rozwiązania drogie i mogące powodować odparzenia. Podstawowe grupy materiałów z których wykonywane są lainery to silikony, elastomery termoplastyczne i poliuretany. Bezpośrednio na kikut umieszcza się również cienką, bawełnianą pończoszkę, w ciągu dnia dokładając kolejne, które zapobiegają obluźowaniu się kikuta podczas zachodzących za dnia, niewielkich zmian obwodowych. Lej pełnokontaktowy charakteryzuje się najlepszym dopasowaniem a co za tym idzie najwyższą funkcjonalnością. Wykonując taki lej należy zwrócić szczególną uwagę na równomierne rozłożenie sił obciążających kikuta.

Stabilizacja odbywa się poprzez płaszczanie i ujęcie guza kulszowego lub krętarza wielkiego, bez podparcia na innych elementach kostnych.

Prowadzone są badania nad bezpośrednim połączeniem adaptera tulejowego do kości udowej pacjenta, poprzez implant śródszpikowy, bez użycia leja protetycznego. Pozwoliłoby to na jeszcze lepszą stabilność i kontrolę nad wykonywaniem ruchów. Podstawą tej techniki jest proces osteointegracji, czyli połączenia kości pacjenta z biomateriałem tuleji. Pierwszy udany zabieg odbył się w 1990 roku a do roku 2008 wykonano ich ok. 80. Technika ta jest jednak wciąż doskonalona a koszty takiej operacji sprawiają, że jej wykonywanie jest bardzo ograniczone.

3.2.2 Mechanizm kolanowy

Mechanizm kolanowy jest najbardziej złożonym pod względem konstrukcyjnym, komponentem protez kończyn dolnych. Do jego zadań należy: zapewnienie stabilnego stania, prowadzenie płynnego i kontrolowanego ruchu oraz wykonywanie czynności związanych siadaniem, klękaniem czy pochylaniem w sposób nieskrępowany. Mechanizmy kolanowe na przestrzeni lat ulegały wielu ulepszeniom. Pod względem skomplikowania konstrukcji wyróżnić możemy: najprostszy mechanizm jednoosiowy, (tzw. kolano wolne), kolana z regulowanym zgięciem, kolana wspomagane silnikami pneumatycznymi i hydraulicznymi, kolana ze sterowaniem mikroprocesorowym. Największą popularnością cieszą się mechanizmy jednoosiowe. Ich zasada działania polega na zastosowaniu układu blokowania kolana w fazie podporowej chodu. Można to osiągnąć poprzez tarcie, siłowniki pneumatyczne lub hydrauliczne kontrolujące zgięcie. Prędkości zgięcia i wyprostu są najczęściej regulowane i mogą być dostosowane do konkretnego pacjenta. Konstrukcje elementów blokujących różnią się w zależności od twórców zasadą działania, płynnością, czułością i uniwersalnością zastosowania. Wadą konstrukcji jednoosiowych jest brak odtwarzania naturalnego, obrotowo-liniowego ruchu kolana anatomicznego. Dla uzyskania bardziej anatomicznego efektu stosuje się mechanizmy wieloosiowe. Wersji takiego rozwiązania jest wiele, najpopularniejsze posiada 4 osie o kontroli zginania za pomocą siły tarcia. Optymalizacja rozwiązań policentrycznych opiera się na zmniejszeniu masy konstrukcji i dostosowaniu geometrii. Stosowanie układów pneumatycznych i hydraulicznych pozwala na lepsze odwzorowanie chodu naturalnego. Najnowocześniejsze rozwiązania opierają się na systemie bionicznym. Sterowanie odbywa się za pomocą sensorów, umieszczonych na protezie i adapterze, które, odbierając sygnały dotyczące parametrów chodu, przekazują je do mikroprocesora protezy, wymuszając jej odpowiednią reakcję. Istnieje również rozwiązanie, w którym czujniki mikroprocesora umieszcza się na zdrowej kończynie.



Rys 3.3 Lej protezowy i mechanizm kolanowy [26,27].

3.2.3 Stopa protezowa

Stopa protezowa jest to jeden z najważniejszych elementów protezy kończyny dolnej, odpowiada ona bowiem za stabilizację zarówno konstrukcji jak i całego ciała, przenosi obciążenia wynikające z ciężaru ciała i sposobu chodu jak również dostosowuje się do profilu terenu. Konstrukcja protezy stopy musi zapewniać prawidłowy chód, zbliżony do naturalnego. W tym celu stosuje się różne materiały i rozwiązania technologiczne.

Protezy stopy można podzielić w zależności od ich możliwości ruchowych. Podstawową stopą jest stopa typu SACH (Solid Ankle, Cushion Heel), która jest stopą bierną, posiada możliwość amortyzacji obcasem, jest stabilizowana w przegubie skokowym (co ułatwia naprzemienne kroczenie), nie posiada jednak możliwości propulsji co wpływa na nieprawidłowość chodu. Jest to rozwiązanie najtańsze a jej budowa jest jednomodułowa, tzn. konstrukcja i kalosz (zewnątrzna część nakładana na protezę o kształcie i kolorze zbliżonym do naturalnej stopy) są nierozłączne. Nowsze rozwiązania stóp protezowych zostały stworzone tak, aby lepiej odwzorować naturalny chód. Jak zostało wspomniane już wcześniej, w tym celu stosuje się materiały sprężyste, które mają zdolność akumulacji energii. Energia odkształcenia, zgromadzona podczas stawiania stopy na podłożu jest oddawana podczas fazy wybicia, co wspomaga ten proces, pozwalając uzyskać efekt propulsji. Dodatkowo stopy dynamiczne ukształtowane zostały tak, aby dostosowywać się do nierówności terenu poprzez rozdzielenie przedniej i/lub tylnej części. Pozwala to na niezależne zachowanie się tych elementów, podczas napotkania przeszkody. Stopy dynamiczne posiadają różne kategorie sztywności, których dostosowanie uzależnione jest od wagi (im większa waga tym większa sztywność) i aktywności fizycznej osoby protezowanej. Generalnie stopy protezowe dzieli się ze względu na stopień mobilności jakiemu odpowiadają. Najczęściej stosuje się skalę 4 stopniową. Stopień pierwszy dotyczy użytku wewnętrznego, drugi - użytku zewnętrznego o bardzo ograniczonych możliwościach odnośnie terenu (pojedyncze stopnie schodów, płaski teren), trzeci przeznaczony jest do użytku zewnętrznego o szerszym zakresie (otwarte przestrzenie, małą aktywność sportową), czwarty natomiast jest to rozszerzenie stopnia trzeciego w kontekście czasu przebywania na dworze do nieograniczonego, protezy te mogą pracować przy większych obciążeniach i naprężeniach [19,20]. Sportowe stopy protezowe, których konstrukcja bardzo odbiega od protez standardowych, nie zaliczają się do żadnego z podstawowych stopni mobilności a ich stosowanie musi być indywidualnie rozpatrzone pod konkretnego pacjenta. Osobny typ stanowi proteza kosmetyczna, która nie posiada możliwości ruchowych a stosowana jest dla pacjentów poruszających się na wózku inwalidzkim. Wybór odpowiedniej protezy warunkowany jest jej przeznaczeniem, oceną stanu fizycznego i psychicznego pacjenta, przewidywaną aktywnością fizyczną. Niektóre stopy mają możliwość dostosowania z wyborem więcej niż jednego ustawienia, np. na co dzień i sportowego, realizowane to jest za pomocą czujników umieszczonych na protezie. Podczas doboru stopy protezowej należy również wziąć pod uwagę rodzaj amputacji.

Wymagania stawiane przez pacjentów, którzy po amputacji i oprotezwaniu nie chcą rezygnować z dotychczas wykonywanych czynności, pracy, hobby czy sportu jest czynnikiem napędzającym przy tworzeniu coraz to nowszych i lepszych rozwiązań technologicznych. Zróżnicowanie protez jest przez to dużo większe a ich funkcjonalność coraz wyższa. Aby chronić stopy protezowe stosuje się tzw. kalosze które stanowią zewnętrzne obudowy, pokrycie kosmetyczne wyglądem przypominające naturalną stopę.



Rys 3.4 Stopy protezowe – od lewej: stopa typu SACH, Sierra, WalkTek [22,28].

Poza omówionymi trzema najważniejszymi i najbardziej skomplikowanymi pod względem konstrukcji i dopasowania do pacjenta elementami protezy kończyny dolnej można wymienić również: adaptory tulejowe, piramidowe i inne, łączniki, kalosze na stopy protezowe, pokrycia kosmetyczne, lainery.

3.3 Materiały stosowane

Dokonując podziału głównych materiałów stosowanych na poszczególne elementy protez kończyny dolnej wyróżnić możemy:

Na leje protezowe wewnętrzne stosuje się płyty termoplastyczne, natomiast leje zewnętrzne wykonywane są metoda laminacji z włókna węglowego, szklanego bądź innych tkanin oraz odpowiednich żywic z utwardzaczem.

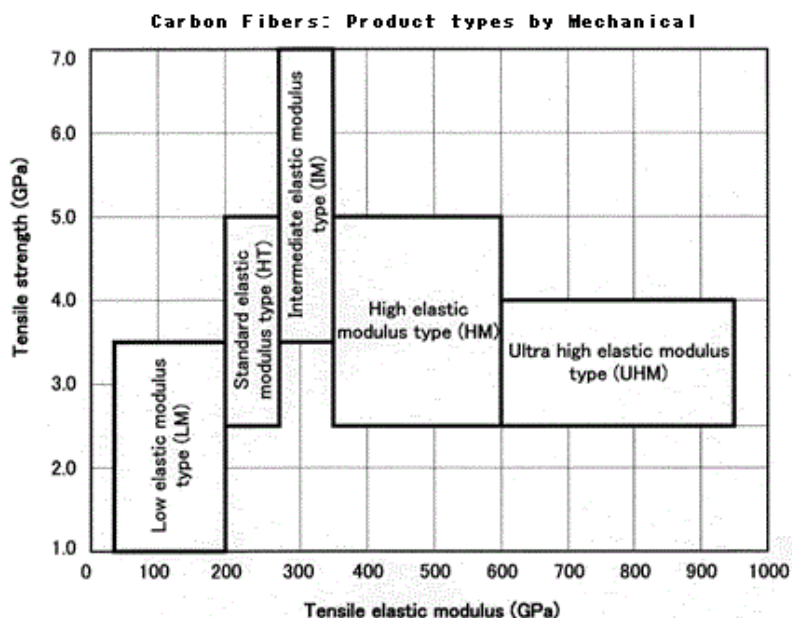
Przeguby biodrowe oraz kolanowe wykonuje się z metali m.in. aluminium lub tytanu, stosuje się również obudowy kolan elektrycznych z włókna węglowego.

Stopy protezowe wykonuje się najczęściej z włókien węglowych, niektóre firmy stosują również włókna szklane (o mniejszej trwałości, ale większych możliwościach wygięcia).

Włókno węglowe- jest to obecnie najczęściej używany rodzaj włókien wysoko-wytrzymałych w protetyce. W porównaniu do włókien szklanych charakteryzuje się większą sztywnością i wytrzymałością, w związku z czym mają wyższą cenę. Wytrzymałe kompozyty z włókna węglowego uzyskuje się po przesączeniu ich żywicą. Może być używany zarówno jako wzmocnienie leji protezowych wymagających zwiększonej wytrzymałości, osłona kolan elektrycznych najnowocześniejszego typu a przede wszystkim w konstrukcji stóp protezowych ze względu na bardzo dobre właściwości zarówno wytrzymałościowe jak i sprężyste. Zdecydowana większość firm zajmujących się projektowaniem stóp protezowych używa do tego celu włókien węglowych, których parametry różnią się w zależności od firmy i są wynikiem prowadzenia wieloletnich badań i do-

świadczeń. Poza przemysłem protetycznym, włókno węglowe znalazło szerokie zastosowanie np. w produkcji części samolotów, mechanice czy kolarstwie, gdzie ta ostatnia dziedzina pozwoliła na upowszechnienie tego materiału wśród klientów detalicznych. Należy wspomnieć, że mimo dynamicznego rozwoju, dopiero od kilkadziesiąt lat materiał ten jest używany przez szersze grono producentów w związku z czym wciąż jest jednym z nowszych i bardziej interesujących.

Włókna węglowe występują w postaci tkanin, zbudowanych z pojedynczych włókien, splecionych ze sobą, włókna te z kolei budują tysiące nitek, z których pojedyncza ma grubość 1/10 ludzkiego włosa. Włókno węglowe posiada strukturę mikrokrystalicznego grafitu, a więc zbudowany jest z cząsteczek węgla. Tkaniny z włókna węglowego mogą występować w różnych splotach, czyli sposobach wzajemnego ułożenia włókien, które będą wpływały na ich wytrzymałość, sztywność czy wygląd. Tkaniny jednokierunkowe charakteryzują się dobrą wytrzymałością tylko w jednym kierunku (wzdłuż włókna), wykorzystywane są, wobec tego w przypadkach występowania właśnie takich obciążeń; nie cechują się atrakcyjnym wyglądem w związku z czym stosuje się je najczęściej na głębsze warstwy konstrukcji. Tkaniny wielokierunkowe jest to warstwowe ułożenie tkanin pod różnym kątem (0° , 45° , 90°). Podstawowy podział tkanin technicznych zawiera tkaniny tkane, szyte oraz klejone. Tkaniny tkane charakteryzuje splot dobierany względem konkretnego elementu, w tkaninach szytych przebieg włókien jest niełamany, natomiast w klejonych gęsto ułożone włókna spaja klej rozpuszczalny pod wpływem żywicy. Wśród metod wytwarzania włókien węglowych możemy wyróżnić karbonizację prekursora z poliakrylonitrylu (tzw. typ PAN) oraz karbonizację prekursora oleju / smoły węglowej (typ Pitch). Podziału można też dokonać ze względu na właściwości mechaniczne jak przedstawiono na rys. 3.5.



Rys 3.5 Podział włókna węglowego ze względu na właściwości [14].

Włókno węglowe charakteryzuje się bardzo wysoką wytrzymałością właściwą, tzn. stosunkiem wytrzymałości do wagi, dobrym tłumieniem drgań czy też odpornością na ścieranie. Są to cechy szczególnie istotne dla protetyki, niższa waga protezy przekłada się na wyższą funkcjonalność i wygodę pacjenta. W porównaniu do stali czy innych lekkich materiałów metalowych jak np. Aluminium, włókno węglowe ma wyższą odporność na zmęczenie i większą sztywność. Cechuje się niską rozszerzalnością cieplną, co pozwala na utrzymanie stabilnych wymiarów, wysoką wytrzymałością na rozciąganie, stabilnością chemiczną. Nie bez znaczenia jest też jego wygląd. Włókno węglowe posiada czarną, mieniającą się barwę. Prawidłowo wykonane kompozyty z włókna węglowego cechują się estetyką i unikalnym wyglądem, co zachęca przyszłego użytkownika protezy do tego materiału.

Żywice do laminacji- żywice do laminacji są to materiały polimerowe najczęściej transparentne, dostarczane w stanie ciekłym, utwardzane w temperaturze pokojowej, charakteryzujące się dobrą impregnacją włókien i adhezją, odpowiednią wytrzymałością, o właściwościach dielektrycznych. Materiał ten daje się w dość łatwy sposób rozprawać, co, w połączeniu z wykorzystaniem worka próżniowego, pozwala na optymalne i równomierne rozłożenie żywicy w całej objętości tkaniny, a w efekcie właściwego związania materiału. Żywica do laminacji leja protezowego musi zostać wymieszana z odpowiednim utwardzaczem a następnie użyta przed upływem czasu zwanego czasem życia żywicy. Po tym czasie żywica zaczyna pracować, co powoduje wzrost jej temperatury. Okres wiązania żywicy jest zależny od wielkości modelu i jest niezbędnym etapem koniecznym do otrzymania materiału o oczekiwanych właściwościach wytrzymałościowych.

Termoplasty- materiały termoplastyczne stosowane w formowaniu lei wewnętrznych dostarczane są w postaci płyt o różnych grubościach. Rozróżnia się je pod względem zastosowań na różne typy m.in. ekstra miękkie, miękkie, super miękkie, sztywne. Są to najczęściej materiały półprzezroczyste, elastyczne o dobrych właściwościach formierskich, odporne na uderzenia i zmęczenia, komfortowe w użytkowaniu, nie podrażniają tkanek miękkich. Typu różnią się między sobą składnikiem materiałowym (m.in. octan etylowinyli, styren, jonometry), temperaturą aktywacji (ok. 150-170°C) czy czasem przebywania w piecu potrzebnym do uplastycznienia materiału (6-12 minut). Mata, przed umieszczeniem w piecu, unieruchamiana jest w specjalnej ramie, co ułatwia naciągnięcie jej na pozytywy gipsowy po osiągnięciu stanu plastycznego.

Tytan- materiał ten jest z powodzeniem używany w różnych dziedzinach ogólnotechnicznych ze względu na swoje bardzo dobre właściwości wśród których można wymienić: małą gęstość ($4,5\text{g/cm}^3$), bardzo dużą wytrzymałość właściwą, znaczna odporność zmęczeniowa i korozyjna (nawet na działanie wilgotnego chloru), możliwość pracy w temp do 600°C, dobra plastyczność, moduł sprężystości najbardziej zbliżony do kości spośród metali, co ma istotny wpływ w zastosowaniach biomedycznych. Jego właściwości nierzadko przewyższają wysokowytrzymałe stale, co, w połączeniu z małą gęstością czyni go niezwykle przydatnym materiałem inżynierskim.

4. Biomechanika chodu

Rozdział w oparciu o pozycje [1].

4.1 Fazy chodu

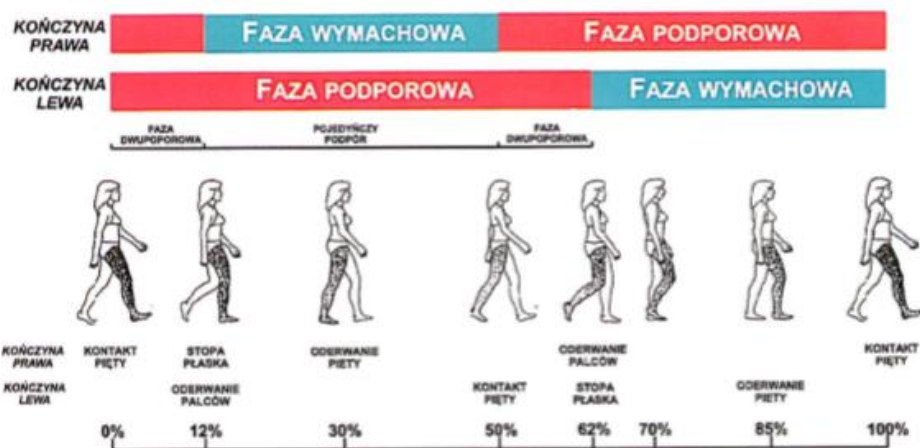
Chód i bieg są to metody pozwalające na przemieszczanie się ciała. Czynność ta, z pozoru prosta, posiada tak naprawdę wiele parametrów, które należy rozważyć przy ocenie chodu prawidłowego. Szczególnie przydatne może okazać się to w aspekcie projektowania stóp protezowych. Poprzez przebadanie użytkownika protezy, za pomocą specjalnego zestawu złożonego z kamer i platformy dynamometrycznej, można określić przebieg chodu w protezie. Przekłada się to na porównanie, czy sztuczna kończyna spełnia założone właściwości tzn. pozwala na lokomocje w sposób naturalny i biologicznie prawidłowy. Chód człowieka można scharakteryzować poprzez podstawowe parametry czasowo-przestrzenne, które są stosunkowo łatwe do wyznaczenia. Należą do nich: prędkość chodu (średnio przyjmuje się 4-5 km/h), długość kroku (zwykle równą 70-82 cm) i częstotliwość stawiania kroków (wynoszącą ok. 90-120 kroków na minutę).

Proces chodu składa się z powtarzalnych i następujących po sobie ruchów kończyny dolnej. Są to tzw. fazy chodu. W fazach tych można określić zarówno pozycje ciała, przede wszystkim kończyn dolnych, jak również siły i kierunki nacisku wywieranego przez stykające się z podłożem stopy, wynikające m.in. z ciężaru ciała. Kończyny dolne pełnią w procesie chodu rolę podporową oraz napędową. Pełny cykl trwa od momentu postawienia pięty jednej kończyny do jej ponownego kontaktu z podłożem. Wyróżniamy następujące fazy chodu (poszczególne fazy są omawiane w kontekście jednej kończyny, dla kończyny drugiej następują one z przesunięciem 50%):

Faza podporowa - podczas tej fazy stopa styka się z podłożem. Jej początek wyznacza kontakt pięty z podłożem, natomiast koniec to moment oderwania się palcy od podłoża. Faza ta stanowi 58-62% całego cyklu chodu, przy przeciętnej prędkości. W trakcie jej trwania kończyna przenosi największe obciążenia. W obrębie tej fazy można dodatkowo wyróżnić: fazę przeciążenia (początek-kontakt pięty, koniec-kontakt całej stopy z podłożem), fazę odciążenia (początek-kontakt całej stopy z podłożem, koniec-oderwanie pięty od podłoża; ciężar ciała spoczywa na jednej kończynie) oraz fazę napędową inaczej propulsji (zachodzi pomiędzy oderwaniem pięty a oderwaniem palcy od podłoża; mięśnie napędzają kończynę do wymachu, osiąga ona maksymalną prędkość poziomą). Na końcu tej fazy następuje przejście z podwójnego na pojedyncze podparcie.

Faza wymachowa - podczas tej fazy stopa przenoszona jest nad podłożem. Rozpoczyna się ona, analogicznie do poprzedniej, w momencie oderwania palcy od podłoża i kończy w chwili postawienia pięty. Udział tej fazy to 38-42% cyklu chodu. Można podzielić ją dodatkowo na 3 pod-fazy, w zależności od osiąganego pędu: faza czynnego wymachu (początek-oderwanie palcy od podłoża; ruchem wahadłowym kończyna jest przenoszona do przodu i ku górze, dzięki siłom mięśni, następuje maksymalne zgięcie kolana), faza biernego wymachu (kontynuacja ruchu kończyny wynika z działania sił bezwładności), faza hamowania (pęd kończyny zostaje wyhamowany przez przeciwnie działające mięśnie).

Faza dwupodporowa – jest to charakterystyczna faza, która nie występuje w przypadku biegu, może więc być stosowana jako czynnik odróżniający chód od biegu. Podczas tej fazy obie kończyny stykają się z podłożem. Występuje ona zarówno na początku jak i na końcu fazy dwupodporowej, dając łącznie udział 10-12% w cyklu chodu.



Rys 4.1 Podział cyklu chodu na fazy [1].

4.2 Determinanty chodu

Determinanty chodu są to charakterystyczne ruchy ciała w chodzie, których prawidłowe zachowanie powinno pozwalać na uzyskanie najekonomiczniejszego sposobu chodu, a przez to na jak najmniejszy wydatek energetyczny. Wynika to z zachowania środka masy ciała, którego tor ruchu, aby uzyskać minimum energii, powinien być możliwie zbliżony do linii prostej. Wymienić można 6 czynników, które opisują ruchy miednicy i stawów kończyny dolnej:

- Rotacja miednicy wokół długiej osi ciała,
- Przechylenie miednicy wokół osi strzałkowej,
- Boczne przemieszczenie miednicy,
- Zgięcie stawu kolanowego w fazie podporowej,
- Ruch stawu kolanowego,
- Ruch stawu skokowo-goleniowego i stopy.

Rotacja miednicy w lewo lub prawo (naprzemienne) wynosi ok 4-5° względem osi pionowej, dla chodu z normalną prędkością, i zwiększa się wraz ze wzrostem prędkości. Przechylenie miednicy należy rozumieć jako opadanie jej w kierunku kończyny znajdującej się aktualnie w fazie wymachu. Powoduje to spłaszczenie trajektorii ruchu środka masy. Ruchy boczne miednicy wynikają z przenoszenia ciężaru ciała, przemieszczenie jest w kierunku kończyny podporowej. Zachodzi również kilkustopniowe przywiedzenie uda. Zgięcie stawu kolanowego wynosi, na początku fazy podporowej, kilka stopni i ulega systematycznemu zwiększaniu aż do momentu położenia stopy płasko. Maksymalnie osiąga 15-20°. Następnie rozpoczyna się prostowanie. Ruch stawu skokowo-goleniowego polega na zataczaniu łuku ponad piętą. Stopa, w fazie podporowej, znajduje się początkowo w lekkim zgięciu grzbietowym, następnie w sposób gwałtowny przechodzi w zgięcie grzbietowe aż do całkowitego położenia jej na podłożu. Przed oderwaniem stopy od podłoża staw skokowy przemieszcza się, współpracując w tym ruchu z kolaniem, zapewniając synchroniczną pracę.

5. Własności mechaniczne w ciele stałym

Rozdział w oparciu o pozycje [4-7].

5.1 Naprężenia i odkształcenia

Obciążenie mechaniczne, działające na dane ciało, powoduje jego odkształcenie. Tym samym, każdy punkt materialny, należący do tego ciała, ulega przemieszczeniu. Wartości przemieszczeń zależą od parametrów działającego obciążenia. W celu określenia wartości przemieszczeń należy określić układ odniesienia, w którym będą one rozpatrywane. Dla prostokątnego układu odniesienia, o współrzędnych x , y , z , przemieszczenia jednostkowe oznaczamy kolejno u , v , w . Jeśli rozpatrywany obiekt bądź jego fragment, uprościmy myślowo do prostopadłościanu, poszczególne krawędzie można określić jako dx , dy oraz dz . Wpływ obciążenia działającego na ten obiekt zostanie zauważony w odkształceniu jak i zmianie długości krawędzi. Można to przedstawić jako:

$$(1 + \varepsilon_x)dx, \quad (1 + \varepsilon_y)dy, \quad (1 + \varepsilon_z)dz \quad (5.1)$$

Są to składowe stanu odkształcenia, za ich pomocą określamy tensor odkształcenia ε :

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yx}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

Z kolei do wyznaczania naprężeń działających na obiekt, uproszczony myślowo fragment musimy przeciąć płaszczyznami równoległymi do osi układu. W operacji tej otrzymamy naprężenia normalne (składowe naprężenia prostopadłe do płaszczyzny przekroju) oraz styczne (składowe naprężenia styczne do płaszczyzny przekroju), które można opisać za pomocą składowych tensora naprężeń. W postaci macierzowej tensor naprężeń określa się:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \frac{\tau_{xy}}{2} & \frac{\tau_{xz}}{2} \\ \frac{\tau_{yx}}{2} & \sigma_y & \frac{\tau_{yz}}{2} \\ \frac{\tau_{zx}}{2} & \frac{\tau_{zy}}{2} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

Oddziaływanie naprężeń na konstrukcje można przedstawić poprzez maksymalne naprężenia zredukowane. Do ich wyznaczenia służy hipoteza von Mises'a – Hencky'ego. W założeniu tej hipotezy leży, że materiał plastyczny, zaczyna ustępować w miejscu, w którym naprężenia zredukowane wg. von Mises'a osiągają granice naprężenia, za którą najczęściej przyjmuje się granice plastyczności. Naprężenia zredukowana von Misesa określa się względem naprężeń normalnych i stycznych i przedstawia wzorem:

$$\sigma_{red} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{xx} - \sigma_{zz})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)} \quad (5.4)$$

Jednym z najważniejszych badań wytrzymałościowych jest statyczna próba rozciągania. Z początkowego odcinka krzywej rozciągania określić możemy liniową zależność pomiędzy naprężeniem a odkształceniem dla materiału, związek pomiędzy tymi wartościami określa jedno z podstawowych praw mechaniki zwane Prawem Hook'a. W najprostszej formie przyjmuje ono postać:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (5.5)$$

Gdzie: E- moduł Younga, ε - odkształcenie względne, σ - naprężenia normalne. Oznacza to, że odkształcenie ciała jest wprost proporcjonalne do działającej na nie siły a współczynnik proporcjonalności pomiędzy nimi nosi miano modułu Younga, którego wartości dla powszechnie używanych materiałów są znane i podawane w tablicach materiałowych. W dalszej części niniejszego rozdziału przedstawione zostaną również bardziej rozbudowane zależności.

W praktyce inżynierskiej najczęściej występujące materiały to materiały o właściwościach izotropowych tzn. niezależnych od kierunku. W celu uproszczenia zagadnienia, w pracy przyjęto, że użyte do badań materiały są izotropowe. Materiały liniowo sprężyste charakteryzują dwie stałe materiałowe, są to moduł Younga (**E**) i współczynnik Poissona (**ν**).

Moduł Younga czyli moduł sprężystości wzdłużnej materiału jest to stosunek naprężeń normalnych do odkształceń normalnych dla przypadku jednoosiowego obciążenia, co można wyrazić jako:

$$E = \frac{\sigma_x}{\varepsilon_x} = \frac{\sigma_y}{\varepsilon_y} = \frac{\sigma_z}{\varepsilon_z} \quad (5.6)$$

Naprężenia w osi x,y,z działają w punkcie.

Współczynnik Poissona natomiast definiuje się jako ujemny stosunek odkształcenia poprzecznego do odkształcenia wzdłużnego przy osiowym stanie naprężenia, co można (dla przypadku naprężenia działającego w osi x, wywołującego odkształcenie w osi y) zapisać:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_x} \quad (5.7)$$

Dla przypadku działania na układ stanu złożonego, trzech naprężeń normalnych, σ_x , σ_y , σ_z , odkształcenia normalne opisują wzory:

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{\sigma_x}{E} - \nu \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \\ \varepsilon_y &= -\nu \frac{\sigma_x}{E} + \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \\ \varepsilon_z &= -\nu \frac{\sigma_x}{E} - \nu \frac{\sigma_y}{E} + \frac{\sigma_z}{E} \end{aligned} \quad (5.8)$$

Analiza powyższych zależności pokazuje, że dla przypadku materiałów izotropowych odkształcenia normalne nie zależą od naprężeń ścinających. Naprężenia ścinające powodują powstanie odkształceń ścinających co obrazują poniższe wzory:

$$\begin{aligned}\gamma_{xy} &= \frac{\tau_{xy}}{G} \\ \gamma_{yz} &= \frac{\tau_{yz}}{G} \\ \gamma_{zx} &= \frac{\tau_{zx}}{G},\end{aligned}\tag{5.9}$$

W wzorach tych występuje G , rozumiany jako moduł Kirchhoffa czyli współczynnik sprężystości poprzecznej, określa się go w zależności od E i ν :

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}\tag{5.10}$$

5.2 Związek konstytutywny

Zależności między naprężeniami i odkształceniami opisują związki konstytutywne, czyli matematyczne modele rzeczywistego materiału. Odzwierciedlają one charakterystyczne właściwości tego materiału. Uogólnioną zależność dla materiału liniowo-sprężystego dla trójosiowego stanu naprężeń określa uogólnione prawo Hooke'a:

$$\sigma_{ij} = \sum_{k=1}^3 \sum_{l=1}^3 D_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad i, j = 1 \text{ do } 3,\tag{5.11}$$

Zawierające 81 stałych materiałowych D_{ijkl} – czyli tensor 4 rzędu przyjmujący nazwę tensora konstytutywnego. Liczbę stałych materiałowych można zredukować do 36, przy przyjęciu, że tensory naprężeń i odkształceń są symetryczne. Wzór przyjmuje wówczas postać:

$$\sigma_{\alpha} = \sum_{\beta=1}^6 D_{\alpha\beta} \varepsilon_{\beta}, \quad \alpha = 1 \text{ do } 6\tag{5.12}$$

W postaci macierzowej można go przedstawić jako:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon}\tag{5.13}$$

lub w pełnej formie:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & D_{14} & D_{15} & D_{16} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} & D_{24} & D_{25} & D_{26} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} & D_{34} & D_{35} & D_{36} \\ D_{41} & D_{42} & D_{43} & D_{44} & D_{45} & D_{46} \\ D_{51} & D_{52} & D_{53} & D_{54} & D_{55} & D_{56} \\ D_{61} & D_{62} & D_{63} & D_{64} & D_{65} & D_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} \quad (5.14)$$

W powyższych wzorach (5.13) i (5.14) występuje macierz \mathbf{D} zwana macierzą konstytutywną. Odwrotność tej macierzy opisuje wzór:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{C}\boldsymbol{\sigma} \quad (5.15)$$

W powyższym wzorze \mathbf{C} opisuje macierz zgodności, którą z macierzą konstytutywną wiąże zależność:

$$\mathbf{C} = \mathbf{D}^{-1} \quad (5.16)$$

Inna nazwa na macierz \mathbf{D} to macierz sztywności. Tensor odkształceń $\boldsymbol{\varepsilon}$ ma postać:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\nabla\mathbf{u} + (\nabla\mathbf{u})^T) \quad (5.17)$$

gdzie: \mathbf{u} -wektor przemieszczenia. Przy uwzględnieniu modułu Younga i współczynnika Poissona, zależność między naprężeniami i odkształceniami można w postaci macierzowej zapisać jako:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \frac{1}{E} \begin{bmatrix} 1 & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & 1 & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & -\nu & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} \quad (5.18)$$

W przypadku rozważania ciała izotropowego, liniowo sprężystego trójwymiarowego, odpowiedni związek uzyskuje się po odwróceniu macierzy zgodności:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = \frac{E}{(1+\nu)(1+2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} \quad (5.19)$$

5.3 Równanie Naviera

Równanie ruchu materiału liniowo sprężystego jest zgodne z II prawem Newtona. Można je zapisać w postaci:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F} \quad (5.20)$$

Oznaczenia: \mathbf{F} -siła masowa (pomijana w dalszych przekształceniach), ρ -gęstość. Dla materiałów izotropowych Prawo Hook'a można zapisać jako:

$$\boldsymbol{\sigma} = 2\mu\boldsymbol{\varepsilon} + \lambda(\nabla \cdot \mathbf{u})\delta_{ij} \quad (5.21)$$

gdzie: δ_{ij} - delta Kronecker'a, λ i μ - stałe Lamé'go (stałe sprężystości), dla których wzory przedstawiają się następująco:

$$\mu = G = \frac{E}{2(1+\nu)}, \quad \lambda = \frac{E\nu}{(1-2\nu)(1+\nu)} \quad (5.22)$$

Dla liniowego związku konstytutywnego pomiędzy naprężeniem a odkształceniem, izotropowego ciała stałego, ogólne równanie ruchu przyjmuje postać równania Navier'a-Cauchy'ego i zapisuje się je jako:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - (\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u})) = \mathbf{0} \quad (5.23)$$

5.4 Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych (MES) jest to narzędzie inżynierskie które staje się coraz powszechniejsze w projektowaniu konstrukcji. Związane jest to z rozwojem informatyki i technik komputerowych. U podstaw tej metody leży znajomość wytrzymałości materiałów, metod numerycznych i technik komputerowych. W tradycyjnych metodach obliczeniowych, w celu otrzymania rozwiązań ilościowych konieczne jest stosowanie licznych uproszczeń i przybliżeń, rozwiązania natomiast otrzymuje się dla określonej liczby punktów. W metodzie elementów skończonych, nie analizuje się konstrukcji jako modelu ciągłego (jak ma to miejsce w metodach tradycyjnej analizy matematycznej) a jako konstrukcje podzieloną na skończoną liczbę ściśle zdefiniowanych elementów. Podział obiektu na elementy nazywa się dyskretyzacją. Wybór odpowiednich elementów ma duży wpływ na jakość otrzymanych wyników. Do innych istotnych aspektów należy zdefiniowanie prawidłowych warunków brzegowych oraz interpretacja wyników w oparciu o wiedzę z zakresu wytrzymałości materiałów. Wyróżnić można następujące etapy prowadzenia obliczeń z wykorzystaniem metody elementów skończonych:

Etap 1. Dobór odpowiednich elementów skończonych (odpowiedni kształt i właściwości) i podział konstrukcji poprzez dyskretyzację. Miejsca połączenia poszczególnych elementów nazywa się węzłami.

Etap 2. Określenie, dla każdego elementu bądź też grupy elementów, wartości, odpowiadających stanowi warunków zewnętrznych (obciążeń, sił, temperatury). Ustalenie zależności pomiędzy obciążeniami a poszukiwanymi wielkościami. Zależności te mogą opisywać zarówno geometrie jak i właściwości materiałowe i tworzą wspólnie zbiór lokalnych macierzy sztywności.

Etap 3. Ustalenie zbiorczego układu równań (wiążącego niewiadome z wartościami zadanymi) we wszystkich węzłach konstrukcji. Sumowanie tych wielkości powoduje powstanie globalnej macierzy sztywności, czyli matematycznego opisu całej konstrukcji.

Etap 4. Rozwiązanie układu równań i otrzymanie poszukiwanych wartości dla wszystkich węzłów.

Etap 5. Obliczenie wartości naprężeń i odkształceń w węzłach oraz innych wielkości wraz z wartościami przybliżonymi wewnątrz elementów.

Parametrami elementów skończonych mających wpływ na prawidłowe zdefiniowanie zagadnienia są: kształt (pręt, trójkąt, czworobok), liczba węzłów (węzły w narożach, w środkach boków), sposób połączenia z sąsiednimi elementami, liczba stopni swobody w węzle. Istotne z punktu podziału konstrukcji na elementy skończone jest stosowanie tzw. lokalnych zagęszczeń. Oznacza to, że w danym miejscu konstrukcji powstanie więcej elementów (w odniesieniu do powierzchni/objętości konstrukcji) niż w pozostałych częściach obiektu. Pozwala to na otrzymanie większej liczby danych w miejscach które stanowią np. spiętrzenie naprężeń, dzięki czemu rozwiązania w tych punktach stają się dokładniejsze. Należy mieć na uwadze, że zwiększenie ilości elementów skończonych powoduje wydłużenie się czasu obliczeń.

Metoda elementów skończonych pozwala na wykonywanie skomplikowanych obliczeń inżynierskich, na które składają się złożoność kształtu konstrukcji, nieciągłości kształtu, niejednorodności materiałowe, sposoby obciążenia i wiele innych, którym metoda ta jest w stanie sprostać.

6. Materiały i metody

6.1 Przykłady konstrukcyjne będące podstawą stworzonych modeli wirtualnych

W celu zaprojektowania wirtualnych modeli stóp protezowych posłużono się dwoma przykładami stóp komercyjnych dostępnych na rynku. Były to protezy: 1C30 Trias firmy Ottobock oraz Nitro running firmy Freedom Inovations. Stopy starano się odwzorować jak najdokładniej, w skali 1: 1, na podstawie zdjęć i wymiarów dostępnych w katalogach [18] a także fizycznych obiektów.

Stopa protetyczna 1C30 Trias firmy Ottobock została zaprojektowana w 2006 roku, jako odpowiedź na potrzebę stworzenia produktu, którego konstrukcja będzie jak najbardziej zbliżona do naturalnego kształtu stopy. Charakteryzują się, zgodnie ze słowami producenta, innowacyjnością, nowoczesnym wyglądem i lekką konstrukcją. Proteza składa się z 3 głównych części-dwóch o kształcie łuku oraz trzeciej, podporowej, mającej kontakt z podłożem. Dwa pierwsze wykonane zostały, jako podwójne elementy sprężynujące (dwie oddzielne warstwy z włókna węglowego), co pozwala na lepsze tłumienie wstrząsów podczas umieszczania stopy na podłożu (od strony części piętowej- tył) jak również elastyczne przejście i zwrot energii pod koniec fazy podporowej (od strony części czołowej- przód). Całość konstrukcji złożonej na kształt trójkąta wykonana została w przeważającej ilości z włókna węglowego, pomiędzy którym zastosowano element sprężysty z tworzywa sztucznego, który również wpływa na wytłumienie powstających naprężeń. Stopa łączy się z kolejnymi elementami modularnej protezy kończyny dolnej dzięki adapterowi wykonanemu z metalu, prawdopodobnie aluminium lub stali. Proteza ta, ze względu na użyty materiał, cechuje się dużym stopniem zwracania energii podczas chodu, dzięki czemu jest kwalifikowana zarówno do 2 jak i 3 stopnia mobilności w systemie MOBIS (firma Ottobock). Innej jej cechy to możliwość dostosowania się do różnych prędkości chodu jak również nierówności terenu, dzięki czemu zapewnia użytkownikowi pewność oraz poczucie komfortu [19]. Stopę protetyczną 1C30 Trias przedstawia rysunek 6.1.



Rys 6.1 Stopa protezowa typu Trias firmy Ottobock [29].

Stopa protezowa Nitro running firmy Freedom Innovations jest modelem dynamicznym zaprojektowanym do uprawiania sportów, głównie biegowych. Zgodnie z kwalifikacją firmy jest ona zalecana dla 4, najwyższego stopnia mobilności. Konstrukcyjnie stopa składa się z jednego, monolitycznego elementu w kształcie litery C wykonanego z włókna węglowego, do którego w górnej części przytwierdzony jest metalowy adapter. Wydłużony kształt protezy zapewnia stabilność zarówno podczas chodu normalnego (punkt podparcia znajduje się wówczas ok. 50 mm od jej brzegu), natomiast podczas biegu punkt ten przesuwa się na koniec konstrukcji, co skutkuje ułożeniem stopy pod pewnym kątem w stosunku do stanu normalnego, ułatwiając zachowanie równowagi. Ręczne nakładanie naprzemiennych warstw włókna węglowego i żywicy zapewnia korzystny rozkład naprężeń i zwrot energii, a także optymalne przemieszczenia w płaszczyźnie pionowej. Zarówno materiał jak i konstrukcja stopy musi zapewniać wytrzymałość przy obciążeniach znacznie większych niż podczas chodu normalnego, gdyż w trakcie biegu nacisk stopy na podłoże jest kilkukrotnie wyższy, co wiąże się również z większymi wartościami naprężeń występujących w konstrukcji. Sztywność produktu można dostosować ze względu na wagę i stopień aktywności użytkownika [20]. Stopę protezyczną Nitro running przedstawia rysunek 6.2.

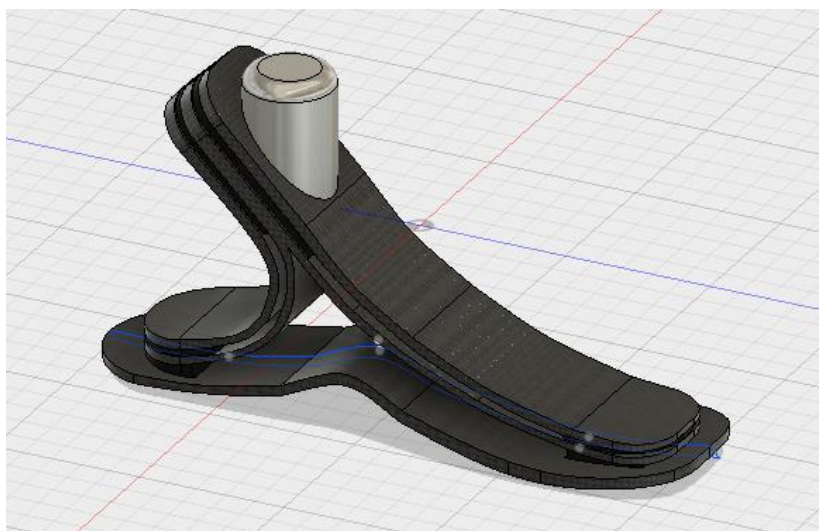


Rys 6.2 Stopa protezowa typu Nitro running firmy Freedom Innovations [30].

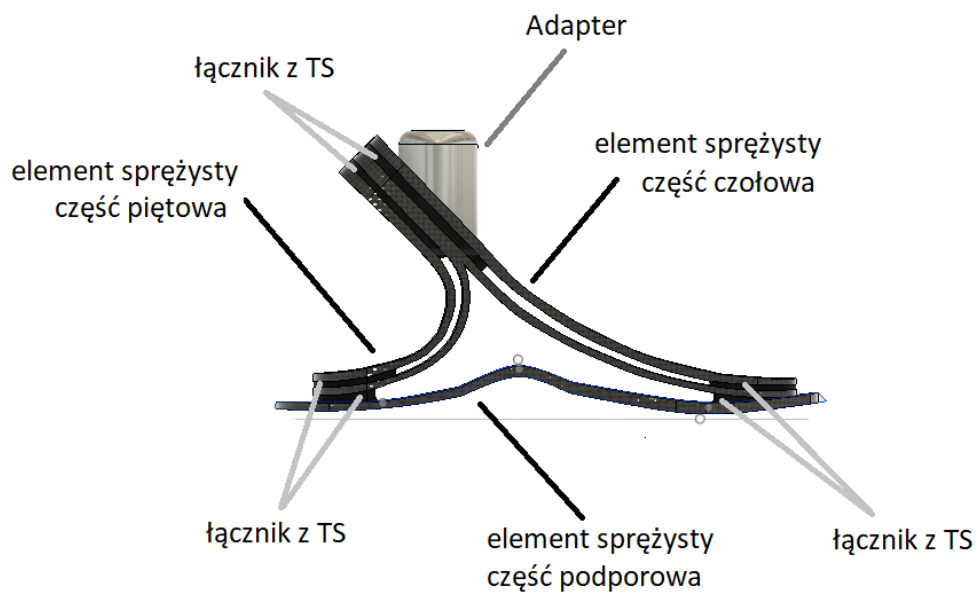
6.2 Modele wirtualne

6.2.1 Stopa typu Trias

Jak wspomniano w rozdziale 6.1 modele wirtualne wykonano zgodnie z odpowiadającymi wymiarami produktów komercyjnych. Model stopy Trias wykonano na podstawie wyrobu rozmiarowo odpowiadającemu długości stopy 21-30 cm i przeznaczonemu do udźwigu do 125 kg. Informacje tę wykorzystano w kolejnych etapach modelowania. Stopa składa się z 2 części łukowych: piętowej i czołowej oraz części podporowej, charakteryzującej się bardzo małą grubością i dużą sztywnością. Produkt komercyjny jest w tym miejscu chropowaty w dotyku, w przeciwieństwie do części łukowych charakteryzujących się dużą gładkością powierzchni i oszlifowanymi brzegami. W procesie projektowania skupiono się na odwzorowaniu kształtu oraz grubości odpowiednich elementów. Skrajne części modelu zaokrąglono, aby upodobnić go do rzeczywistego produktu. Następnie konkretnym częściom nadano właściwości materiałowe zaczerpnięte z literatury, ponieważ dane dla stóp komercyjnych w tym zakresie nie są udostępniane. Wykonano dwa warianty tego modelu. Pierwszy, składał się wyłącznie z włókna węglowego, nie wyodrębniając elementów łączących. Wyniki badań, które zostaną omówione w dalszej części pracy były przyczyną stworzenia wariantu drugiego, w którym części łączącym poszczególne elementy sprężyste nadano właściwości charakteryzujące popularny materiał z tworzywa sztucznego – gumę. W obu przypadkach adapter wykonany został ze stali nierdzewnej. Model wykonanej protezy Trias przedstawiono na rysunkach 6.3-6.4.



Rys 6.3 Model stopy protezowej Trias – widok z boku.



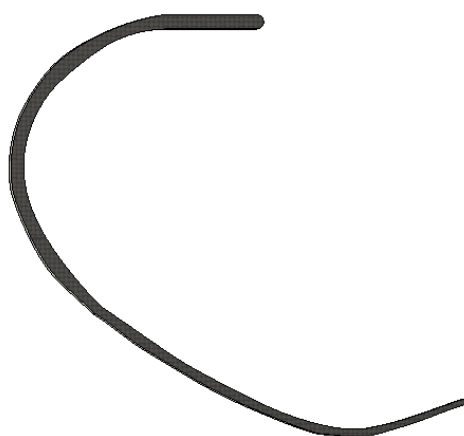
Rys 6.4 Model stopy protezowej Trias – części stopy.

6.2.2 Stopa typu Nitro running

Drugą zaprojektowaną stopą była stopa typu Nitro running zwana dalej „Nitro”. W tym przypadku projekt ograniczono do konstrukcji monolitu z włókna węglowego, nie zamieszczono adaptera. Zabieg ten zastosowano w celu uproszczenia modelu aby umożliwić późniejszą symulację. Model zwymiarowano proporcjonalnie korzystając z danych dostępnych w katalogu. Odległość od miejsca podporu z podłożem do punktu docelowego zamocowania adaptera (u góry konstrukcji) jest równa 50mm. Grubość zmienia się na całej długości przekroju. Szerokość konstrukcji oszacowano na 4,6 mm. Włókno węglowe w konstrukcji zdefiniowaną parametrami identycznymi jak w przypadku stopy Trias dla lepszego porównania.



Rys 6.5 Model stopy protezowej Nitro - widok od góry.



Rys 6.6 Model stopy protezowej Nitro - widok z boku.

6.3 Zastosowane programy do modelowania i symulacji

6.3.1 Fusion 360

Fusion 360 jest to jeden z najnowszych programów inżynierskich (stan na rok 2018) firmy Autodesk. Program ten umożliwia tworzenie modeli 3D konstrukcji, jak również wykonanie rysunków technicznych. Oprócz tego wśród dostępnych funkcji znajduje się moduł umożliwiający wykonywanie prostych symulacji i obliczeń inżynierskich. Skorzystano z dwóch spośród dostępnych symulacji – Static Stress oraz Modal Frequencies. Program ten użyty został do zaprojektowania modeli stóp przedstawionych w rozdziałach 6.2 a także do wykonania symulacji właściwości mechanicznych i częstotliwości własnych. Fusion 360 posiada intuicyjny interfejs, dzięki czemu bardzo upraszcza proces projektowania.

6.3.2 Comsol Multiphysics 3.4

Comsol Multiphysics jest to program dostosowany do obliczeń inżynierskich. Pod względem symulacji ma dużo większe możliwości niż przytoczony wcześniej Fusion 360. Wykonuje obliczenia dla zagadnień 1,2 i 3 wymiarowych. Posiada liczne moduły umożliwiające symulacje m.in. akustyczny, konwekcji i dyfuzji, elektromagnetyczne, dynamiki płynów, transferu ciepła, interakcji elektro-termicznej i wielu innych. W pracy wykorzystano moduł Structural Mechanics w obrębie, którego wykonano analizę statyczną i analizę częstotliwości własnych. Wykorzystano wersję 3.4 która posiada pewne ograniczenia, wobec czego możliwe było wykonanie obliczeń jedynie dla modelu stopy Nitro. Program Comsol Multiphysics posiada również narzędzia pozwalające na projektowanie modeli, jednakże są one bardzo ograniczone i nadają się jedynie dla symulacji prymitywnych figur.

Podsumowując, wykorzystano dwa programy-pierwszy o szerokim zastosowaniu w projektowaniu z możliwością wykonywania prostych symulacji oraz drugi wykorzystywany do skomplikowanych obliczeń inżynierskich, z możliwością ustawienia wielu parametrów. Celem korzystania z dwóch programów jest dokładniejsze przygotowanie zagadnienia a także analiza porównawcza otrzymanych wyników.

7. Modelownie i symulacja

7.1 Składowe procesu modelowania

7.1.1 Preprocessing

Pierwszym etapem procesu modelowania i symulacji jest tzw. preprocessing. Na tej fazie badania, po wgraniu do programu bądź stworzeniu geometrii modelu obiektu, należy określić wszystkie wstępne warunki, niezbędne komputerowi do przeprowadzenia obliczeń. Do warunków takich należą:

1. Ustalenie materiałów, z których wykonane są poszczególne części konstrukcji. Charakterystyczne parametry materiałowe można automatycznie wybrać spośród dostępnych dla danego programu bądź też utworzyć nowy materiał, wówczas wartości (użyte np. z literatury bądź, jako wynik eksperymentu fizycznego) wpisywane są ręcznie. Dla rozpatrywanych w projekcie zagadnień, tj. mechaniki ciała stałego najważniejsze parametry materiałowe mające znaczenie praktyczne to: moduł Younga, współczynnik Poissona oraz gęstość. Na tym etapie nadaje się również stałe, niezmiennie dla całości zagadnienia, takie jak np. stała temperatura procesu.

W poniższej pracy, obiektami badanymi są stopy protezowe wykonane w przeważającej ilości z włókna węglowego. Dodatkowo, stopy typu Trias posiadają adapter, który wykonano ze stali nierdzewnej, a jeden z wariantu zakłada również, iż łączniki pomiędzy częściami sprężystymi wykonano z gumy. Parametry dla włókna węglowego uzyskano z literatury [8]. Dla stali skorzystano z materiału dostępnego w bibliotece materiałów programu Fusion, dla gumy dane pozyskano biblioteki oraz [16,17].

W programie Comsol Multiphysics parametry materiałowe dodaje się poprzez zakładkę Subdomain settings. W programie Fusion 360 natomiast w zakładce Materials bądź w odpowiadającym jej miejscu na drzewku zadań. Wszystkie wartości użytych materiałów przedstawiono na rysunkach 7.1-7.4; pierwsze trzy przedstawiają wartości wpisane w programie Fusion dla stopy Trias, ostatni pochodzi z programu Comsol i odnosi się do stopy Nitro.

Material	
Density	1.74E-06 kg / mm ³
Young's Modulus	215000 MPa
Poisson's Ratio	0.39
Yield Strength	300 MPa
Ultimate Tensile Strength	2900 MPa
Thermal Conductivity	0.105 W / (mm C)
Thermal Expansion Coefficient	9.928E-06 / C
Specific Heat	1128 J / (kg C)

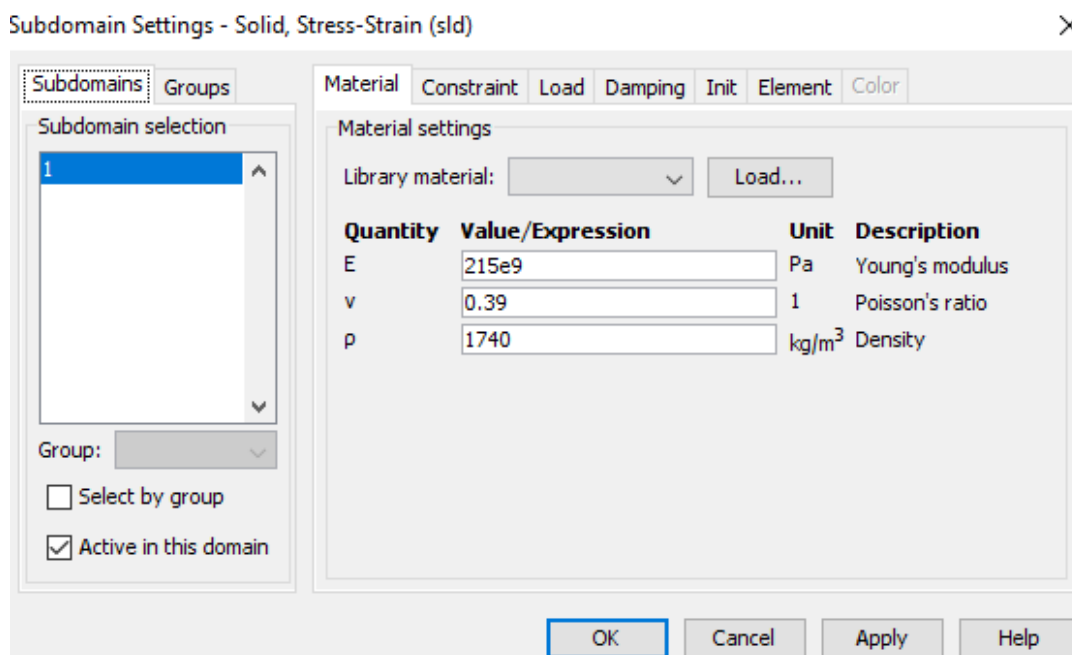
Rys 7.1 Okno wyboru parametrów materiałowych dla włókna węglowego, dla stopy Trias, w programie Fusion 360.

Material	
Density	1.2E-06 kg / mm ³
Young's Modulus	4 MPa
Poisson's Ratio	0.49
Yield Strength	21 MPa
Ultimate Tensile Strength	27.6 MPa
Thermal Conductivity	1.4E-04 W / (mm C)
Thermal Expansion Coefficient	6.7E-06 / C
Specific Heat	1880 J / (kg C)

Rys 7.2 Okno wyboru parametrów materiałowych dla gumy, dla stopy Trias, w programie Fusion 360.

Material	
Density	8E-06 kg / mm ³
Young's Modulus	199947 MPa
Poisson's Ratio	0.29
Yield Strength	248.2 MPa
Ultimate Tensile Strength	399.9 MPa
Thermal Conductivity	0.0162 W / (mm C)
Thermal Expansion Coefficient	1.17E-05 / C
Specific Heat	500 J / (kg C)

Rys 7.3 Okno wyboru parametrów materiałowych dla stali nierdzewnej, dla stopy Trias, w programie Fusion 360.



Rys 7.4 Okno wyboru parametrów materiałowych dla włókna węglowego, dla stopy Nitro, programu Comsol Multiphysics 3.4.

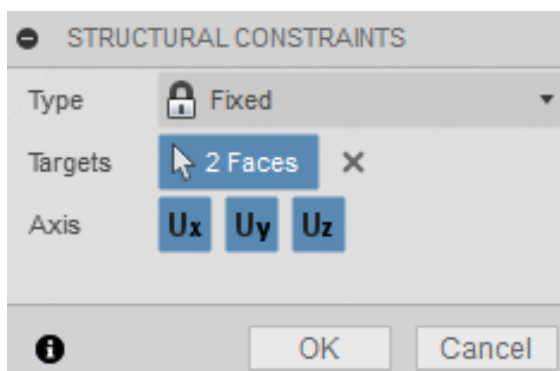
2. Ustalenie miejsc utwierdzenia obiektu. W zależności od warunków badania ustala się płaszczyzny, które mają zostać unieruchomione całkowicie lub częściowo tzn. w 1, 2 lub 3 osiach. Dla rozpatrywanej sytuacji za punkty podporu ustalono punkty stopy stykające się z podłożem podczas swobodnego stania – dla stopy Trias są to dwa punkty, dla stopy Nitro jest to jeden punkt. Ustalenie warunków unieruchomienia w poszczególnych programach pokazano na rysunku 7.5. Na rysunkach 7.6-7.8 wskazano natomiast miejsca utwierdzenia w zależności od stopy i programu.

W programie Comsol Multiphysics miejsca utwierdzenia ustala się w zakładce *Boundary Settings*. Spośród wszystkich płaszczyzn modelu wybiera się te, które mają zostać unieruchomione i zaznacza ich wartość ruchu w poszczególnych osiach x,y i z na wartość 0. W Fusion 360 natomiast stosuje się moduł *Structural Constraints* za pomocą, którego zaznacza się płaszczyzny utwierdzenia oraz określa ich typ (dla rozpatrywanej sytuacji użyto *Fixed* – ruch zablokowany) oraz obowiązujące osie.

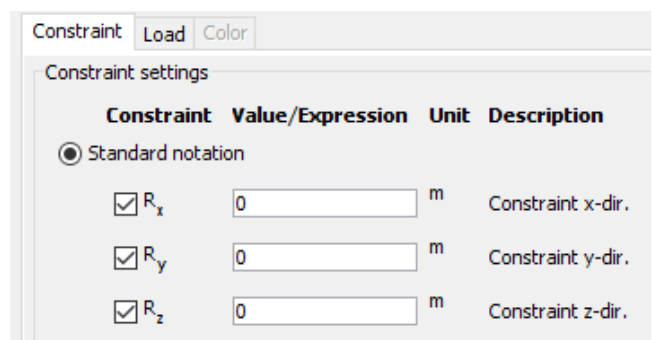
3. Ustalenie obciążenia występującego w analizowanym problemie. Symulacja zachowania się konstrukcji wymaga określenia wartości, zwrotu i miejsca przyłożenia siły działającej na obiekt. Wyjątek stanowi badanie częstotliwości drgań własnych konstrukcji, gdzie przyłożenie siły nie jest konieczne. Dla opisywanej sytuacji tj. swobodnego stania na stopie protezowej, za siłę działającą ustalono ciężar człowieka ważącego 60 kg (a więc 600N), działające w płaszczyźnie pionowej, ze zwrotem w dół, przyłożony w miejscu łączenia stopy z kolejnymi elementami protezy tj. w miejscu adaptera. Ustalenie warunków obciążenia w poszczególnych programach pokazano na rysunku 7.5, natomiast rysunki 7.9-7.11 przedstawiają miejsca przyłożenia siły na stopach w obu programach.

W programie Comsol Multiphysics obciążenia nadaje się w tej samej zakładce, co utwierdzenie, tj. *Boundary Settings*. Po zaznaczeniu płaszczyzny przyłożonej siły, ustala się, w jakiej osi ma ona działać i w odpowiednim miejscu wpisuje się wartość. Program wymaga podania liczby w jednostce ciśnienia, dlatego ustalona siłę przelicza się dzieląc jej wartość przez powierzchnie płaszczyzny, do której zostaje przyłożona. W przypadku, gdy siła jest skierowana w dół należy pamiętać o przeciwnym znaku tj „-” przed liczbą. W programie Fusion, wybierany moduł to *Structural Loads*, zaznaczenie interesującej powierzchni spowoduje pojawienie się strzałek, których zwrot można regulować, a także okienka dla wpisania wartości, w [N].

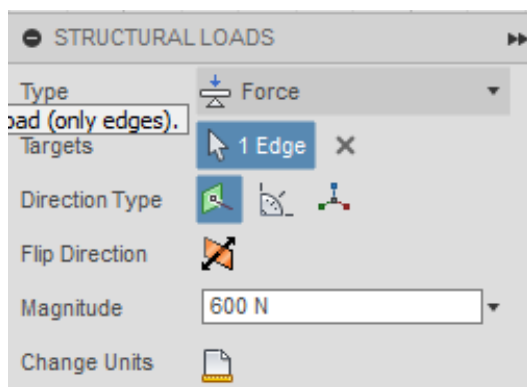
a)



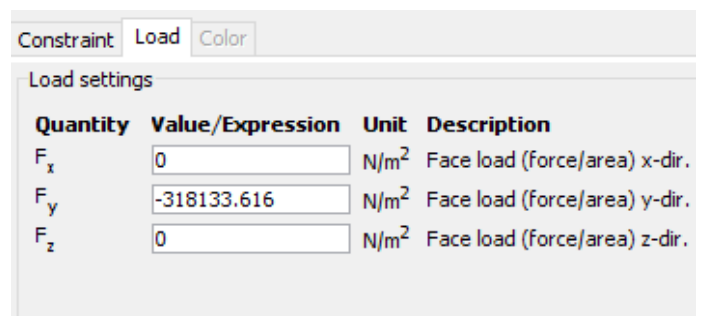
b)



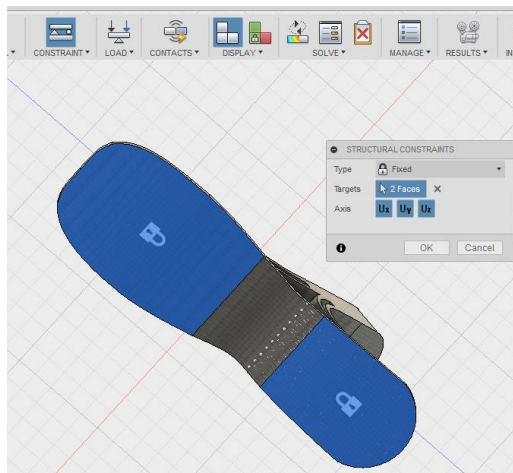
c)



d)



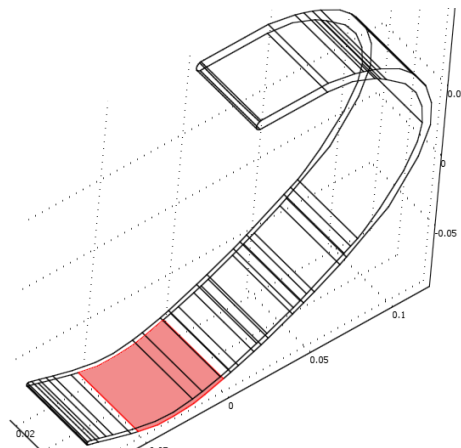
Rys 7.5 Warunki początkowe-utwierdzenie i obciążenie, ustawienia w zależności od programów a) utwierdzenie w Fusion, b) utwierdzenie w Comsol Multiphysics c) obciążenie w Fusion, d) obciążenie w Comsol Multiphysics.



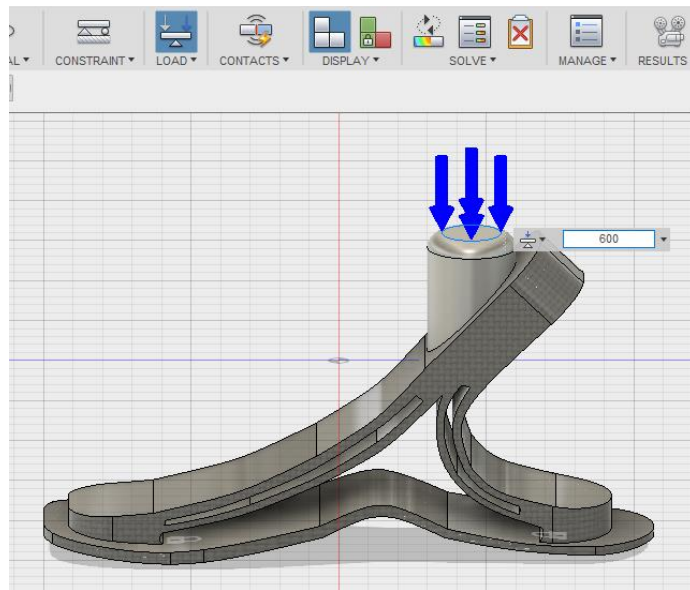
Rys 7.6 Utwierdzenie stopy Trias w programie Fusion 360- widok od dołu.



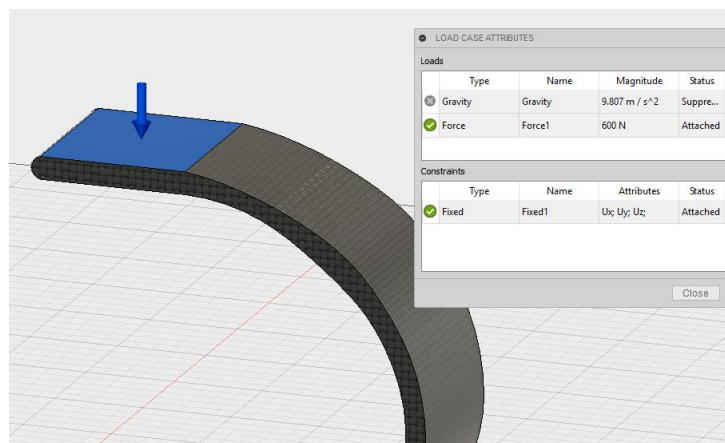
Rys 7.7 Utwierdzenie stopy Nitro w programie Fusion 360- widok od dołu.



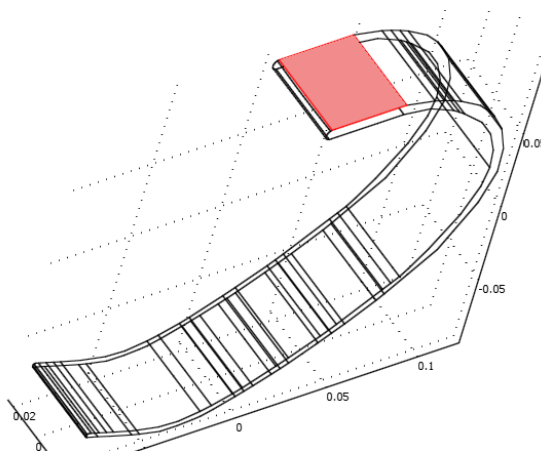
Rys 7.8 Utwierdzenie stopy Nitro w programie Comsol Multiphysics – widok od góry.



Rys 7.9 Obciążenie stopy Trias w programie Fusion 360 – widok od boku.



Rys.7.10 Obciążenie stopy Nitro w programie Fusion 360 – widok od boku, przybliżenie.

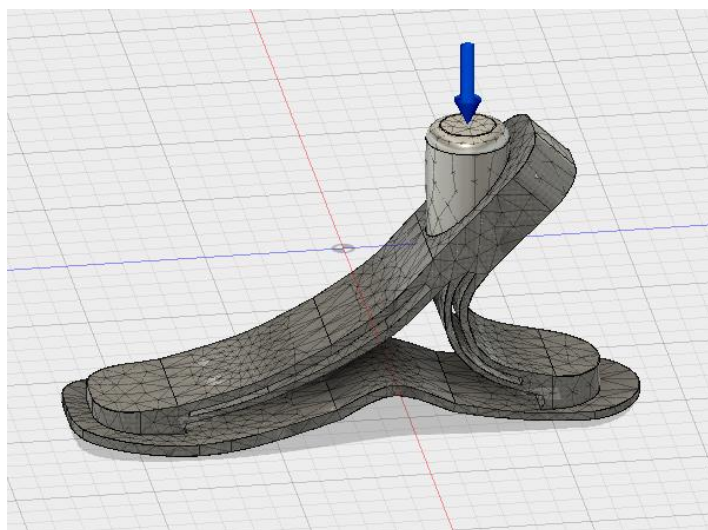


Rys 7.11 Płaszczyzna obciążenia (kolor czerwony) stopy Nitro w programie Comsol Multiphysics - widok od góry.

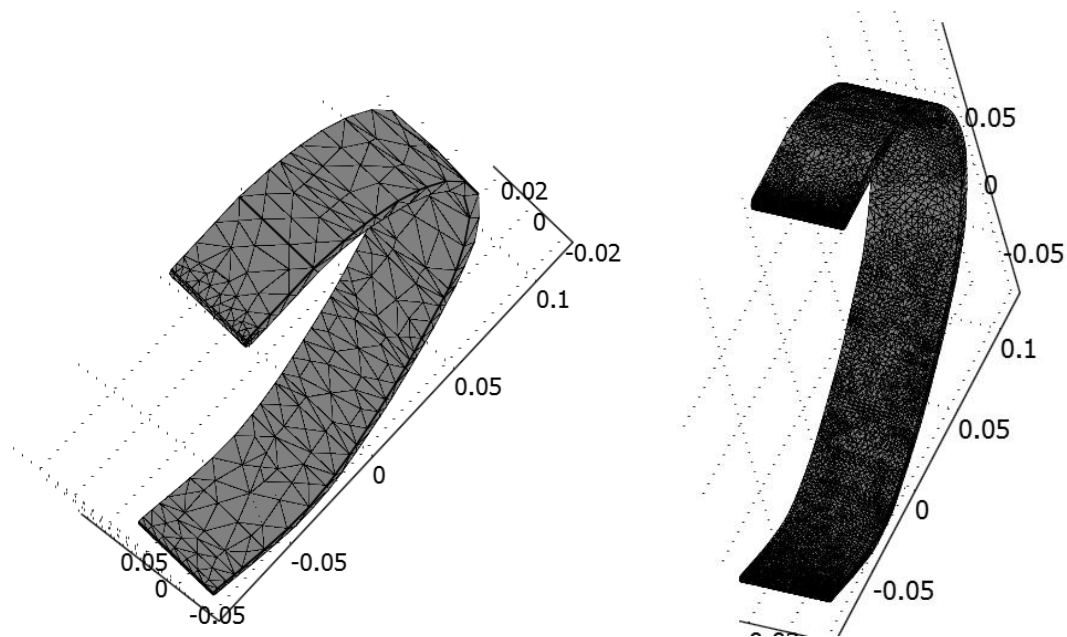
Ostatnim etapem preprocessingu jest wygenerowaniem siatki elementów skończonych, dla których program wyliczy rozwiązania równań różniczkowych. W rozpatrywanych przypadkach rozwiązaniami będą przemieszczenia oraz wartości naprężeń występujących w poszczególnych, trójwymiarowych elementach skończonych. Siatkę elementów można zagęszczać, co prowadzi do otrzymania wyników dokładniejszych, jednocześnie jednak znacząco wydłuża czas obliczeń.

W programie Comsol Multiphysics nadanie siatki elementów skończonych odbywa się za pośrednictwem zakładki *Mesh*. W tej zakładce możliwe jest również zagęszczenie siatki oraz sprawdzenie ilości wygenerowanych elementów skończonych. W programie Fusion siatka jest generowana po wywołaniu funkcji *Generate Mesh*. Program umożliwia również lokalne zagęszczenia siatki w wybranych częściach modelu. Ilość elementów skończonych wygenerowanych przy poszczególnych symulacjach podano przy opisie kolejnych badań. Zachowanie podobnej liczby elementów dla symulacji wykonanych w różnych programach pozwala na porównanie otrzymanych wyników. W programie Fusion dodatkowo zachodzi ustalenie kontaktu pomiędzy każdym z elementów wchodzących w skład konstrukcji. Najprostszym rodzajem jest kontakt nieruchomy pomiędzy każdą wykrytą płaszczyzną styku, który nakładany jest przez program automatycznie. Istnieje możliwość ręcznego nadania kontaktu oraz zmiany jego typu.

Na rysunku 7.12 pokazano siatkę elementów skończonych składającą się z 6406 elementów nałożoną na stopę Trias w programie Fusion 360, natomiast na kolejnym rysunku widać dwie siatki nałożone na stopie Nitro w programie Comsol – rzadką oraz maksymalnie zagęszczoną w celu zwizualizowania różnicy.



Rys 7.12 Siatka elementów skończonych wytworzona na stopie protezowej Trias w programie Fusion – 6406 elementów.



Rys 7.13 Siatka elementów skończonych wytworzona na stopie protezowej Nitro w programie Comsol: siatka rzadka - 1295 elementów (po lewej) i siatka maksymalnie zagęszczona - 28362 elementy (po prawej).

7.1.2 Solving

Etapem drugim jest Solving, czyli rozwiązywanie układu liniowych równań różniczkowych przez procesor programu. Program wykonuje obliczenia dla każdego z elementów skończonych występujących w konstrukcji. Poszukiwane rozwiązania to zmienne przestrzenne - wektory przesunięcia wzdłuż określonych osi. Elementy skończone stanowią funkcje kształtu opisane za pomocą wielomianów Lagrange'a, które mogą być drugiego (najprostsze, kiedy w równaniu występują pochodne II rzędu), trzeciego bądź wyższego rzędu. Im wyższy rząd wielomianu tym wyniki otrzymane są dokładniejsze, jednak wymaga to wydłużenia czasu obliczeń procesora. W projekcie inżynierskim najczęściej posługiwano się wielomianami II rzędu.

W programie Comsol, podczas pierwszego uruchamiania obliczeń, należy z zakładki *Solve* wybrać kolejno *Update Model/ Get Initial Value/ Solve problem*. Każdy z tych etapów wymaga przeliczenia przez komputer, gdzie zdecydowanie najdłużej trwa etap ostatni. W programie Fusion posiadamy tylko jedną funkcję w zakładce *Solve*. Program zapyta o miejsce zapisu wyników i przystąpi do obliczeń.

Dla nieskomplikowanych zagadnień i niewielkiego stopnia zagęszczenia siatki obliczenia trwają zwykle do kilku minut. Podczas obliczania wyników przy maksymalnie zagęszczonej siatce tj. ok 15 razy więcej elementów czas obliczeń wydłużył się do 3 godzin.

7.1.3 Postprocessing

Etapem trzecim i ostatnim jest postprocessing czyli przedstawienie wyników. Obliczone wartości nakładane są na model w postaci barwnej mapy z odpowiednią skalą kolorów. W tej części można ustalić przede wszystkim jakie wartości chcemy oglądać jako wyniki (np. przemieszczenia, naprężenia) ich rodzaj (dla przemieszczeń: całkowite, w osi x, y bądź z) a także ustalić formę prezentacji wyników. Możliwości prezentacji są znacznie bardziej rozbudowane w programie Comsol. W zakładce *Postprocessing* mamy możliwość ustawienia widoku całkowitego (*subdomain*), w postaci plasterów (*slice*), zaznaczenia wartości max i min, pokazania deformacji kształtu (*deformed shape*) i wielu innych. Każdy pozwala ponadto na indywidualne dostosowanie skali kolorów. Program Fusion ma ograniczone możliwości – skalą można manipulować tylko poprzez zmniejszenie liczby kolorów, (co jednak jedynie zmniejsza przejrzystość) a wyniki pokazywane są zawsze w formie mapy barwnej nałożonej na cały model (odpowiednik *subdomain*). Również ograniczona jest ilość rodzajów wyników proponowana przez ten program, jednakże na potrzeby wykonywanych symulacji były one wystarczające.

Podczas badania właściwości mechanicznych, jako wyniki wybierano wartości przemieszczeń całkowitych oraz naprężeń von Misesa. W symulacjach dotyczących częstotliwości drgań własnych rezultatem badań są postacie drgań własnych w zależności od wybranej częstotliwości rezonansowej.

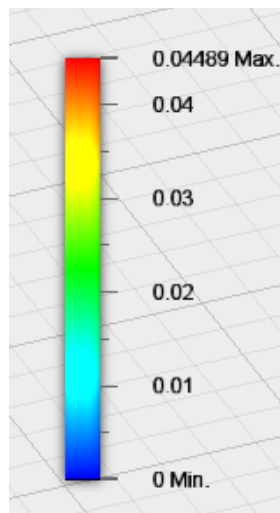
Powyższe warunki zastosowano dla wszystkich symulacji, chyba, że w opisie symulacji wskazano inaczej. Wyniki przedstawiono dla kilku różnych widoków protez.

7.2 Symulacje i wyniki

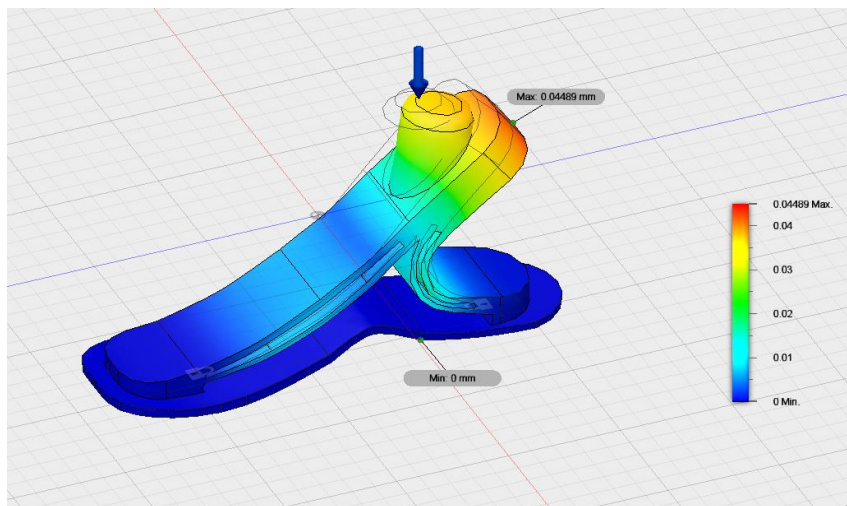
7.2.1 Badanie własności mechanicznych stopy Trias

7.2.1.1 Model zbudowany z włókna węglowego

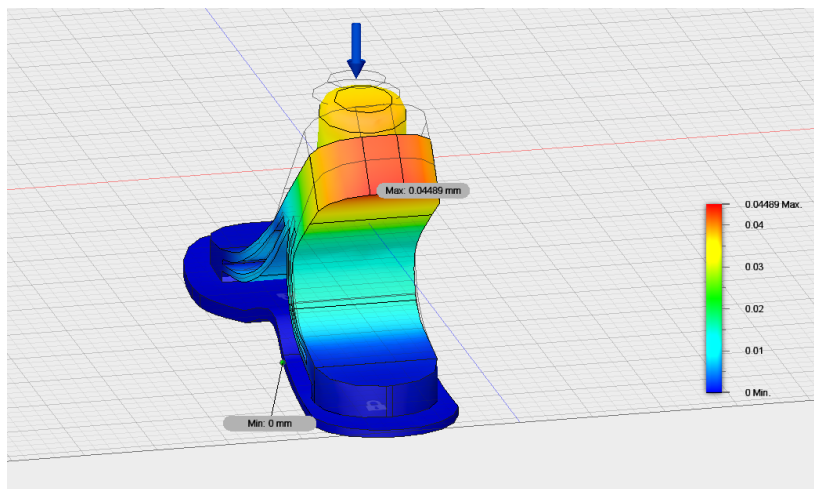
Pierwszą badaną stopą protezową była proteza Trias. Ze względu na stopień skomplikowania modelu możliwe było wykonanie symulacji jedynie w programie Fusion 360. Początkowo, jako materiał na całą część protezy (poza adapterem) wybrano włókno węglowe. Przeprowadzono badania własności mechanicznych tj. przemieszczeń i naprężeń, jakie wystąpiłyby podczas swobodnego stania na protezie osoby o wadze 60 kg. Badanie wykonano dla 6406 elementów skończonych. Wyniki przedstawiono w rozdziale 7.2.1.1. Następnie model zmodyfikowano, zmieniając materiał niektórych części z włókna węglowego na gumę i wykonano powtórny symulacje, przy liczbie elementów skończonych wynoszącej 6073, przy niezmiennych pozostałych parametrach. Wyniki dla drugiego wariantu protezy Trias przedstawiono w rozdziale 7.2.1.2.



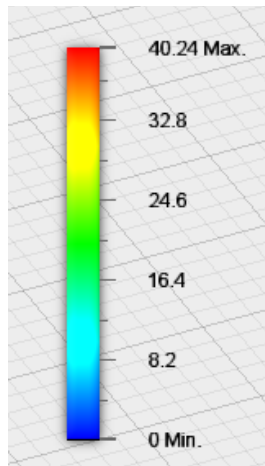
Rys 7.14 Skala przemieszczeń całkowitych, wyrażona w mm, obowiązująca dla rysunków 7.15 - 7.16.



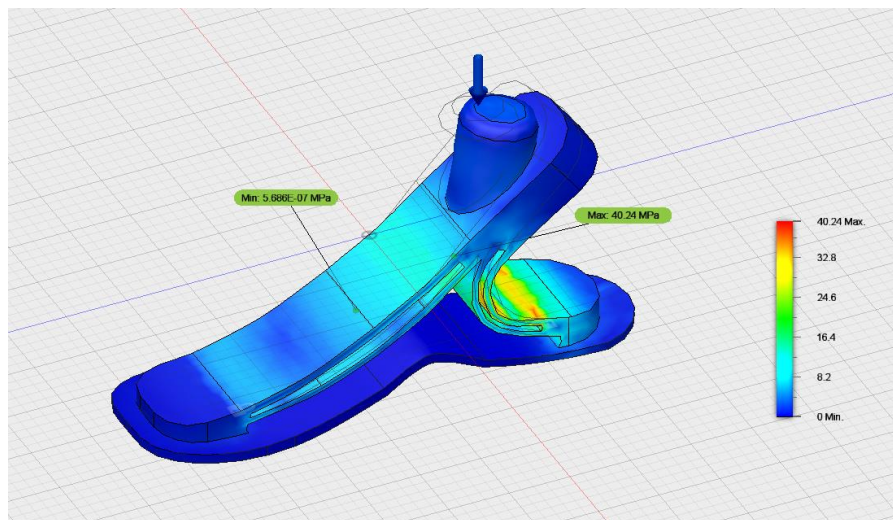
Rys 7.15 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z boku.



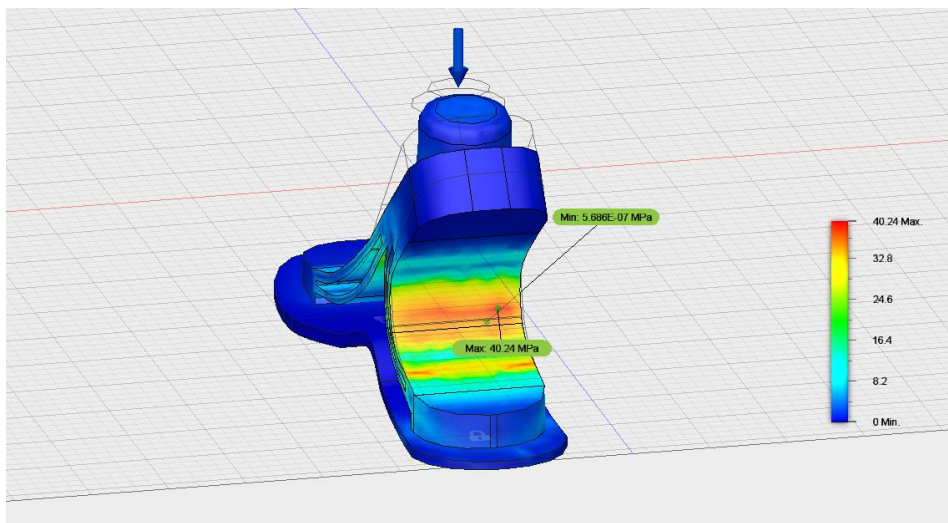
Rys 7.16 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z tyłu.



Rys 7.17 Skala naprężeń von Misesa, wyrażona w MPa, obowiązująca dla rysunków 7.18 - 7.19.



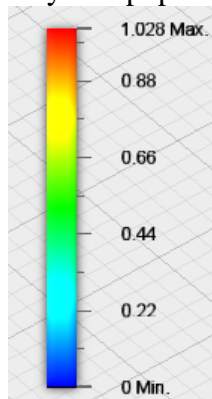
Rys 7.18 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z boku.



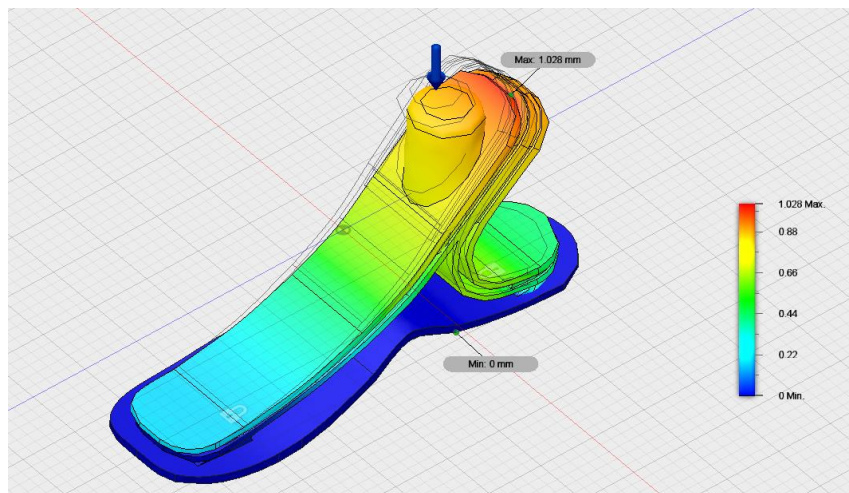
Rys 7.19 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z tyłu.

7.2.1.2 Model zbudowany z włókna węglowego oraz gumy.

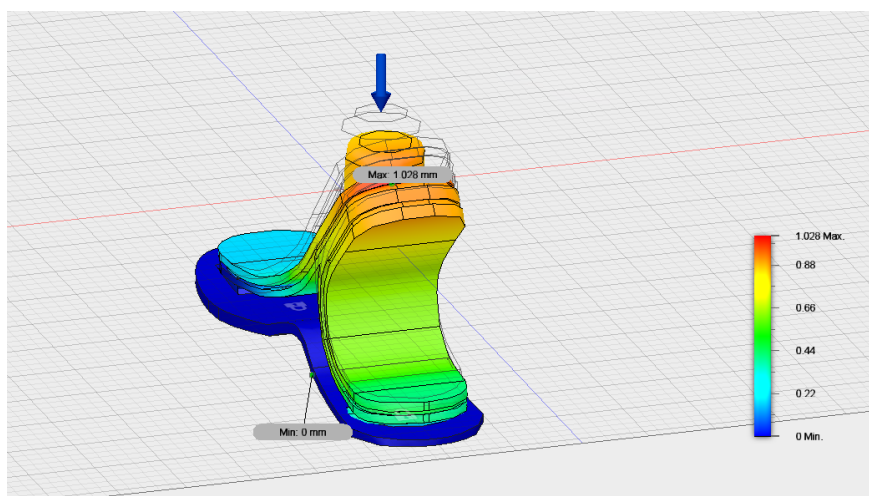
Wyniki otrzymane w poprzedniej symulacji stanowiły o konieczności modyfikacji modelu zgodnie z opisem zamieszczonym w poprzednim rozdziale.



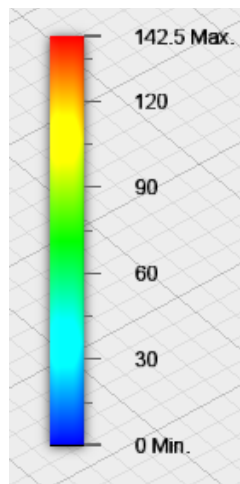
Rys 7.20 Skala przemieszczeń całkowitych, wyrażona w mm, obowiązująca dla rysunków 7.21 -7.22.



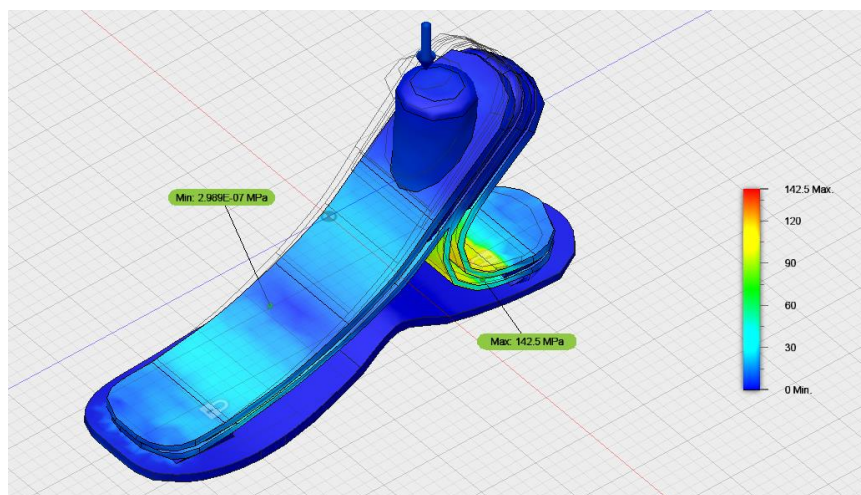
Rys 7.21 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z boku.



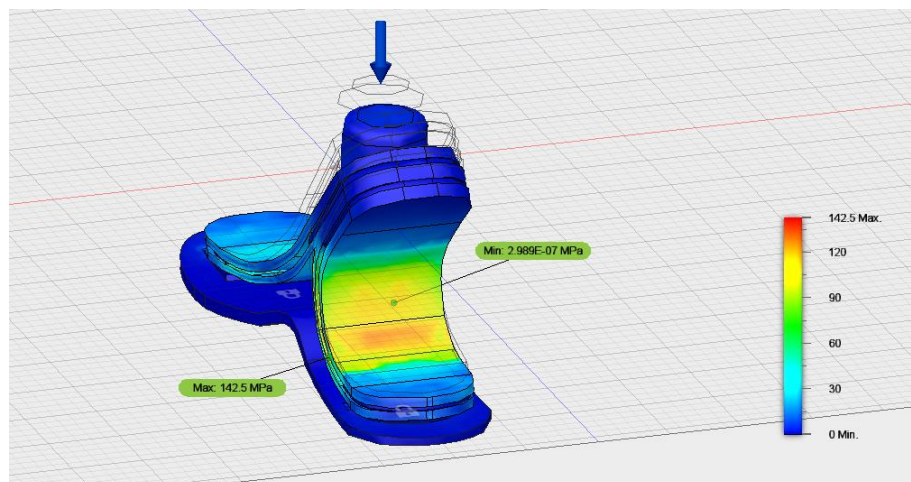
Rys 7.22 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z tyłu.



Rys 7.23 Skala naprężeń von Misesa, wyrażona w MPa, obowiązująca dla rysunków 7.24- 7.25.



Rys 7.24 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z boku.



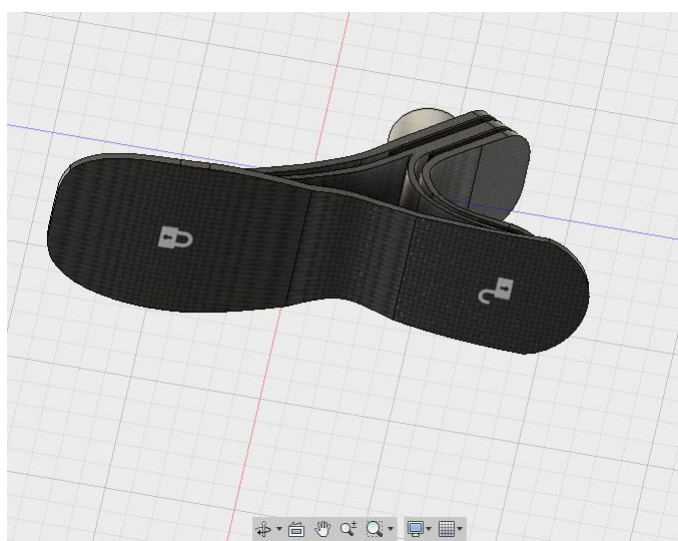
Rys 7.25 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Trias w programie Fusion 360 – widok z tyłu.

Tab 7.1 Porównanie maksymalnych wartości naprężeń i przemieszczeń dla dwóch wariantów stopy Trias-z samego włókna węglowego oraz z włókna węglowego i gumy

	Max przemieszczenie [mm]	Max naprężenia [MPa]
Trias bez gumy	0.045	40.24
Trias z gumą	1.028	142.5

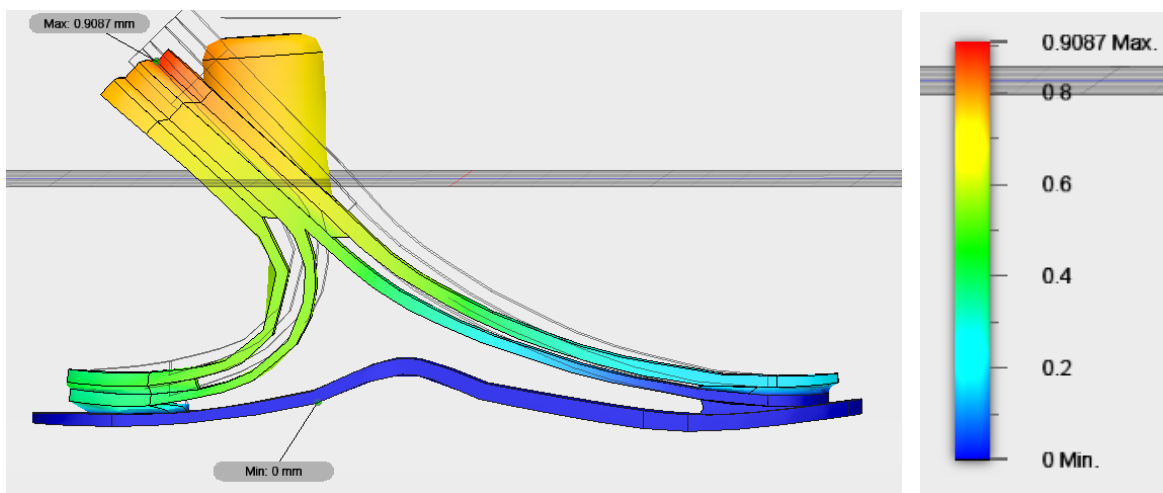
7.2.1.3 Model dla warunku przemieszczenia pięty.

Wykonano również symulacje dla innego sposobu zamocowania protezy. Przednia część podeszwy protezy została unieruchomiona tak jak w poprzednich symulacjach, natomiast w części tylnej zastosowano warunek unieruchomienia tylko w osiach x i y, umożliwiając jej ruch wzdłuż osi z tj. ruch przód-tył zwany potocznie ślizgiem. Obrazuje to ilustracja 7.26. Sprawdzono, jakiej zmianie ulegną wartości przemieszczeń w poszczególnych osiach w porównaniu do sytuacji z poprzedniego rozdziału (omawiana proteza wykonana jest z włókna węglowego z dodatkiem elementów gumowych tak jak proteza z rozdziału 7.2.1.2).

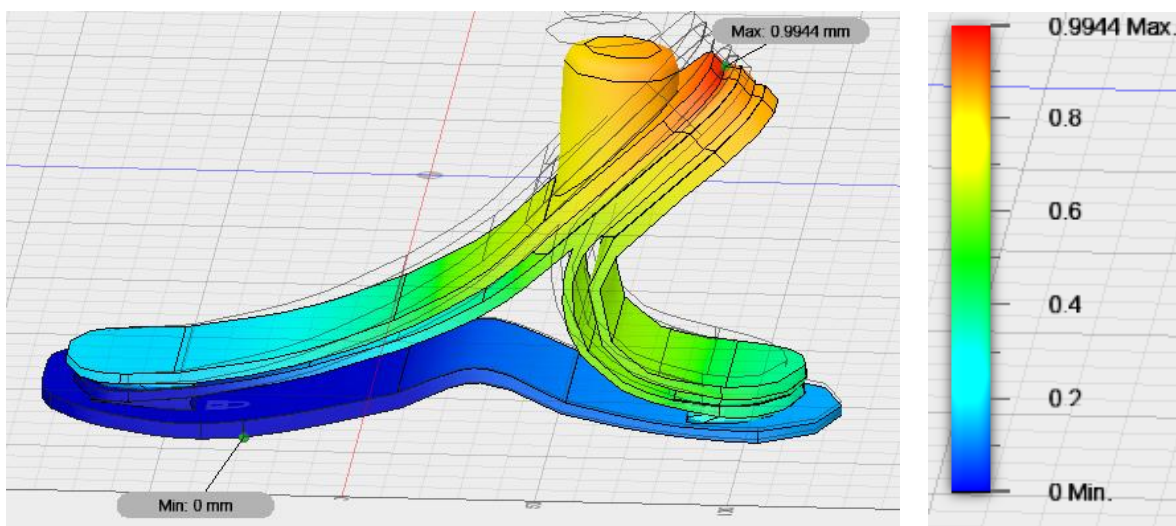


Rys 7.26 Utwierdzenie stopy: z przodu zablokowanie ruchu w osiach x,y,z (zamknięta kłódka); z tyłu zablokowanie ruchu w osiach x i y (otwarta kłódka) dla stopy Trias w programie Fusion – widok z dołu.

Otrzymano wyniki dla 4509 elementów, przedstawiają je rysunki 7.27-7.34 oraz tabela 7.2. W tabeli zamieszczone zostało porównanie wartości przemieszczeń dla stopy ślizgającej się oraz stopy całkowicie unieruchomionej, dla tej samej liczby elementów.



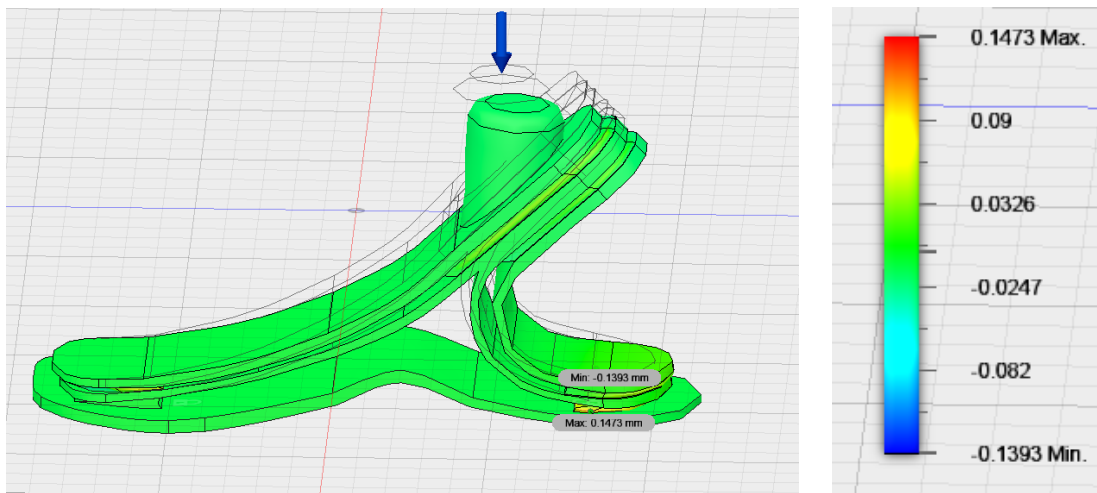
Rys 7.27 Wyniki symulacji – przemieszczenie całkowite stopy po zamocowaniu w dwóch punktach podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.



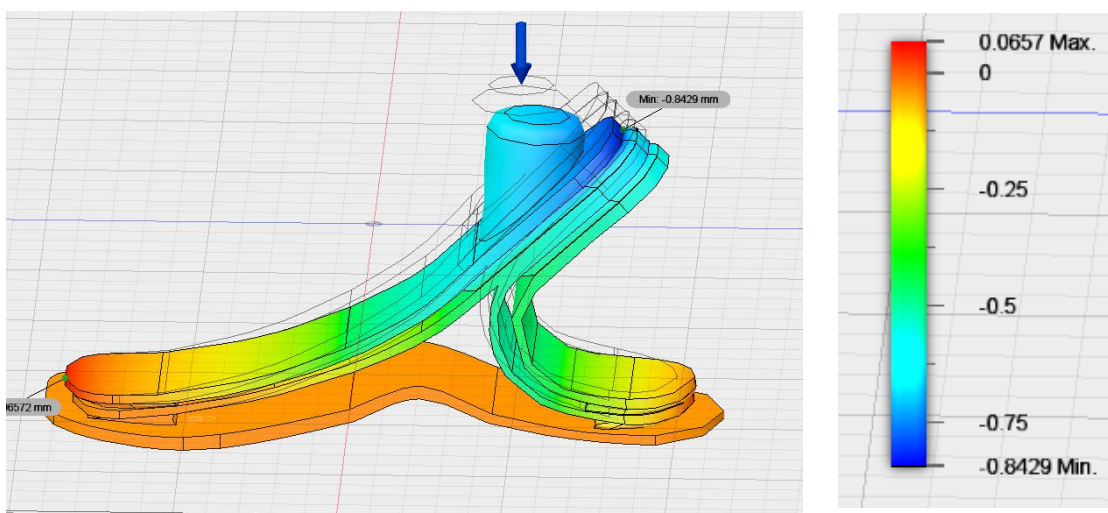
Rys 7.28 Wyniki symulacji – przemieszczenie całkowite stopy po zamocowaniu w jednym punkcie podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.

Tab 7.2 Wyniki maksymalnych przemieszczeń dla dwóch warunków zamocowania pięty – pięta nieruchoma w wszystkich 3 osiach i pięta ślizgająca się – ruchoma w osi z i nieruchoma w x i y.

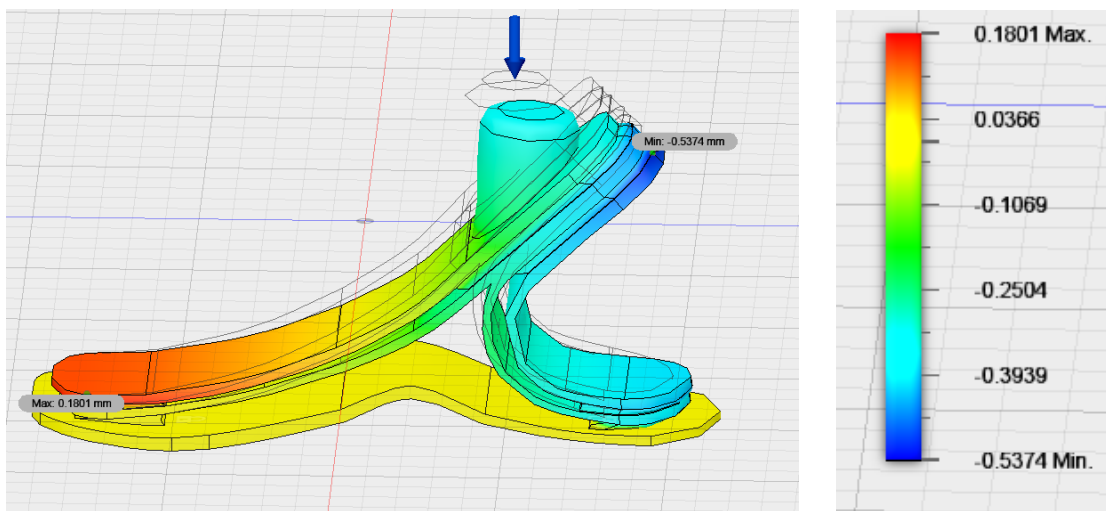
Przemieszczenie [mm]	Dwa punkty podparcia	Jeden punkty podparcia
całkowite	0.9087	0.9944
W osi x	0.1473	0.1467
W osi y	0.0657	0.0687
W osi z	0.1801	0.1778



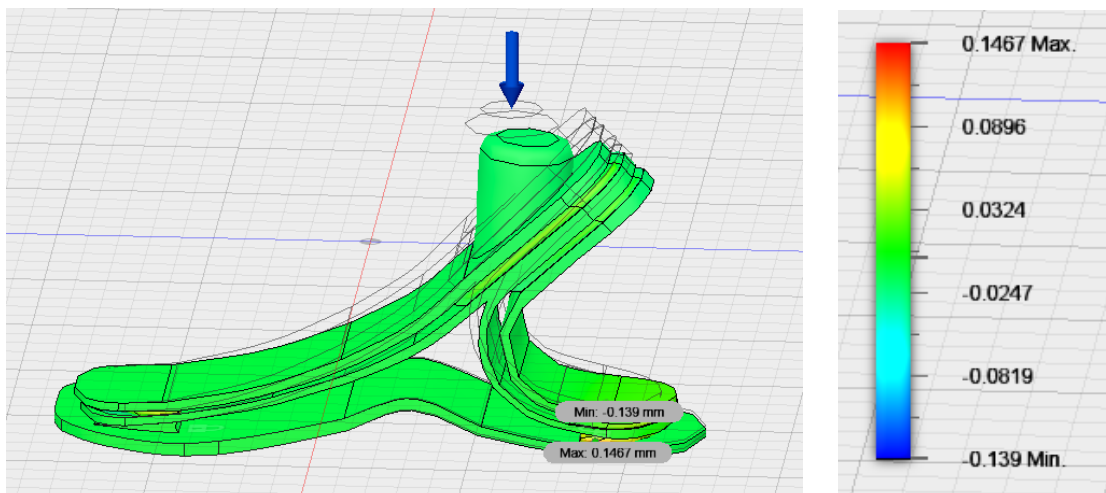
Rys 7.29 Wyniki symulacji – przemieszczenie w osi x stopy Trias po zamocowaniu w dwóch punktach podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.



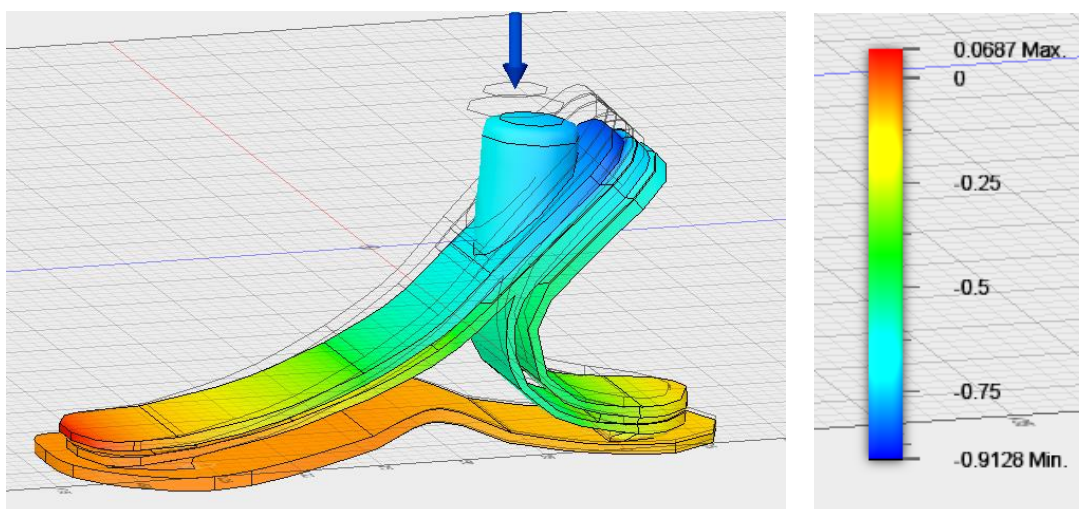
Rys 7.30 Wyniki symulacji – przemieszczenie w osi y stopy Trias po zamocowaniu w dwóch punktach podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.



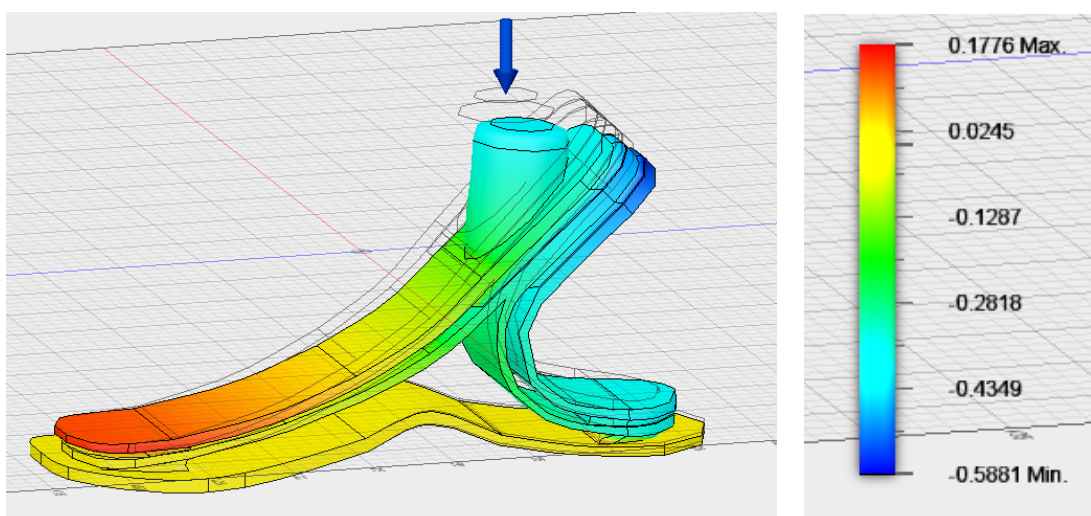
Rys 7.31 Wyniki symulacji – przemieszczenie w osi z stopy Trias po zamocowaniu w dwóch punktach podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.



Rys 7.32 Wyniki symulacji – przemieszczenie w osi x stopy Trias po zamocowaniu w jednym punkcie podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.



Rys 7.33 Wyniki symulacji – przemieszczenie w osi y stopy Trias po zamocowaniu w jednym punkcie podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.

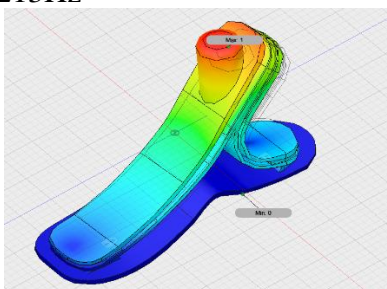


Rys 7.34 Wyniki symulacji – przemieszczenie w osi z stopy Trias po zamocowaniu w jednym punkcie podparcia wraz ze skalą w powiększeniu.

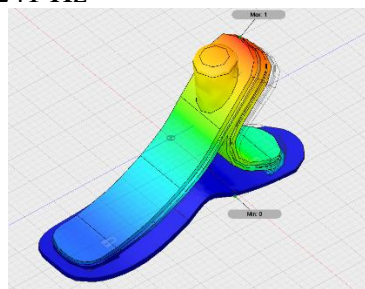
7.2.2 Badanie postaci częstotliwości drgań własnych stopy Trias

Kolejne badanie dotyczyło znalezienia częstotliwości drgań własnych protezy. Symulacje przeprowadzono w module odpowiednim do badań drgań – *Modal Frequencies* przy pełnym zamocowaniu stopy oraz na materiałach jak poprzednio. Przeprowadzenie symulacji częstotliwościowej nie różni się w znacznym stopniu od symulacji naprężeń i odkształceń. Największe zmiany widać w prezentacji wyników- istotą są tutaj postaci drgań własnych a skala jest zawsze 0-1, gdzie 1 oznacza dążenie amplitudy drgań do nieskończoności. Poniższe wyniki obrazują pierwsze 8 częstotliwości własnych (a więc leżących najbliżej 0) wraz z postacią ich drgań (dla 6073 elementów) – rysunek 7.35.

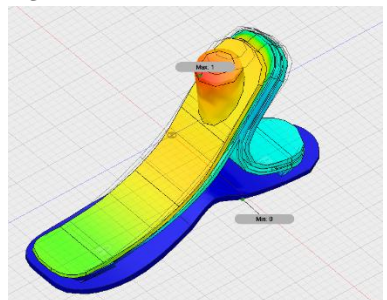
a) $f = 213\text{ Hz}$



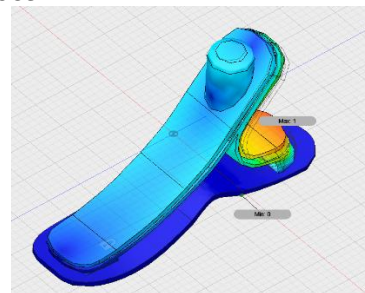
b) $f = 241\text{ Hz}$



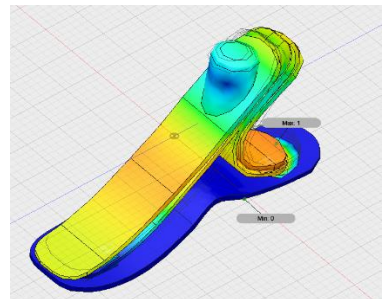
c) $f = 423\text{ Hz}$



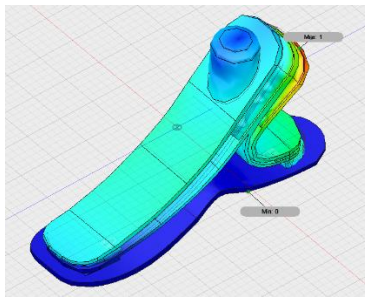
d) $f = 685\text{ Hz}$



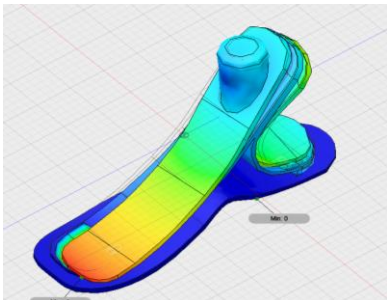
e) $f = 891\text{ Hz}$



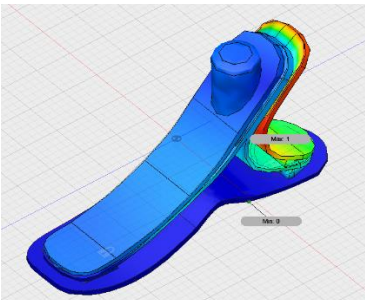
f) $f = 911\text{ Hz}$



g) $f = 1050\text{ Hz}$



h) $f = 1165\text{ Hz}$

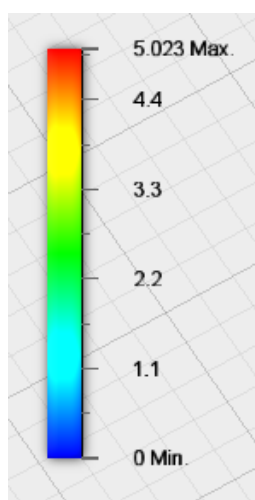


Rys 7.35 Częstotliwości drgań własnych stopy Trias programie Fusion- 8 pierwszych wartości.

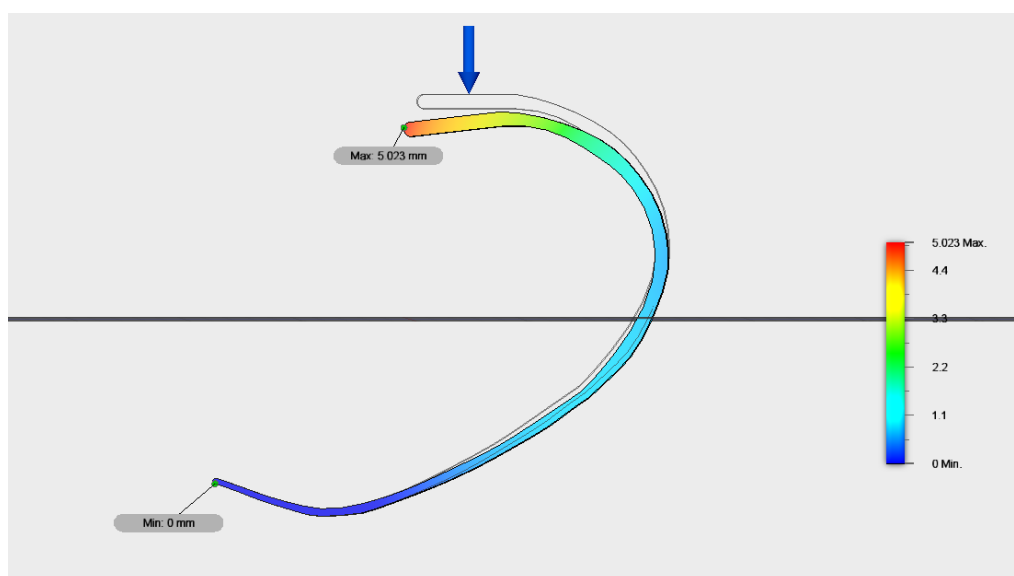
7.2.3 Badanie własności mechanicznych stopy Nitro

7.2.3.1 Wyniki otrzymane w programie Fusion 360

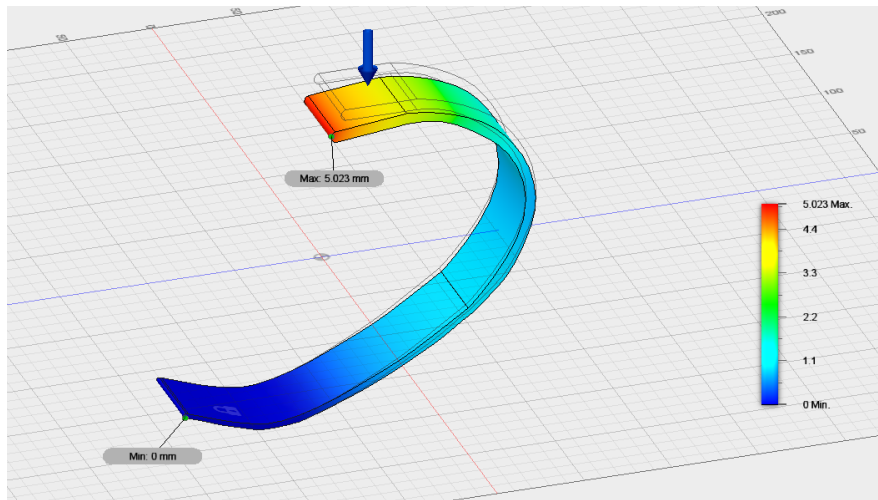
Kolejną badaną protezą była proteza Nitro. Przeprowadzono symulacje naprężeń-odkształceń oraz częstotliwościową w dwóch programach – Comsol Multiphysic oraz Fusion 360. Protezę uproszczono nie dodając do niej adaptera, w związku z tym jedynym użytym materiałem jest włókno węglowe. Zamocowanie protezy jak i obciążenie było niezmiennie, zgodne z tym co opisano w poprzednich rozdziałach. Zbadano również odpowiedź na wymuszenie oraz wpływ zwiększenia liczby elementów na wyniki. Na początku sprawdzono własności z zakresu naprężeń i odkształceń w programie Fusion. Wyniki obliczone dla 1337 elementów przedstawiają rysunki 7.36-7.42.



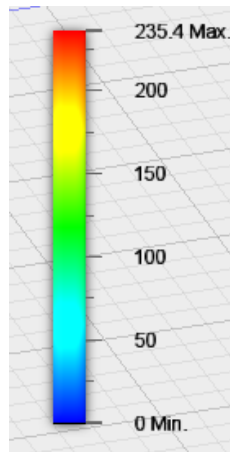
Rys 7.36 Skala przemieszczeń całkowitych, wyrażona w mm, obowiązująca dla rysunków 7.37 - 7.38.



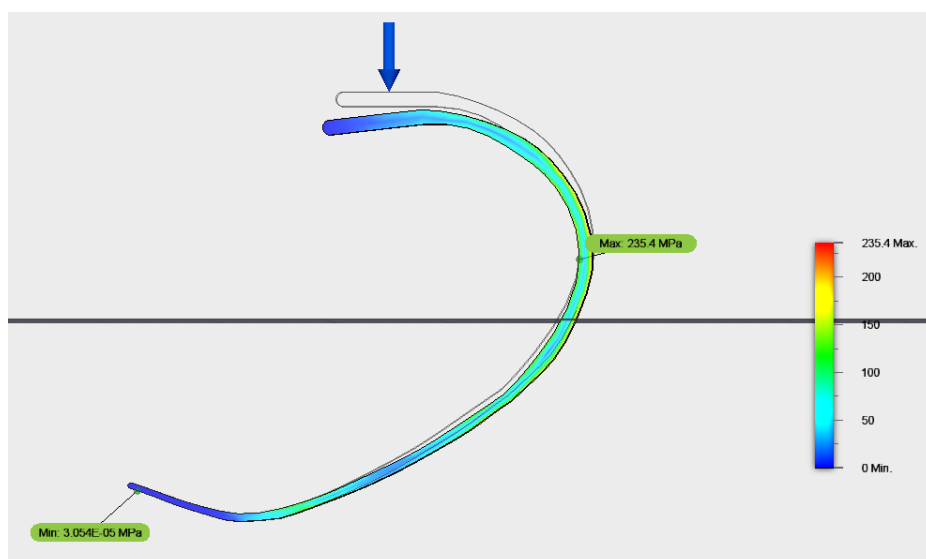
Rys 7.37 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Nitro w programie Fusion 360 – widok boczny.



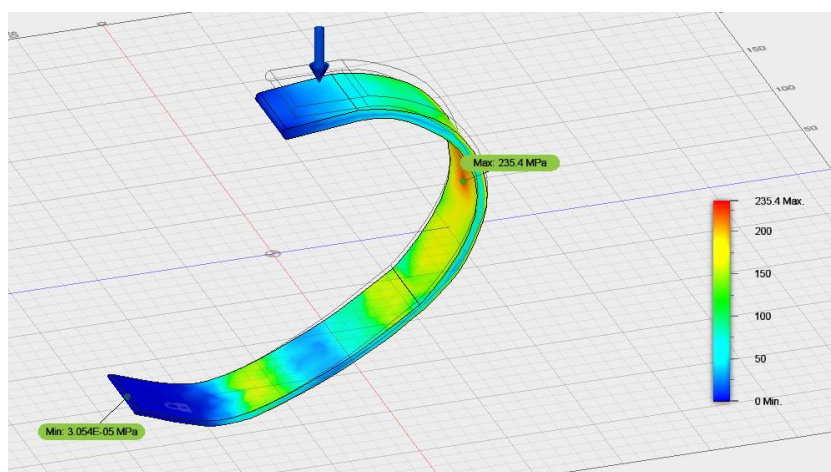
Rys 7.38 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Nitro w programie Fusion 360 – widok z boku.



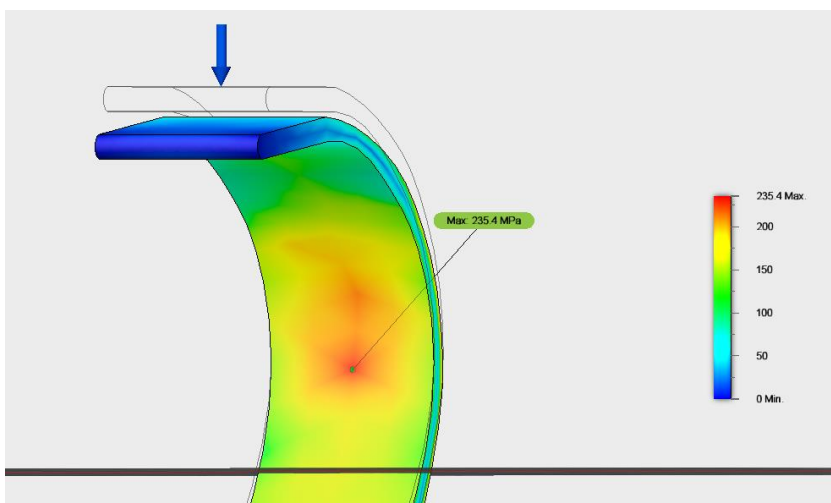
Rys 7.39 Skala naprężeń von Misesa, wyrażona w MPa, obowiązująca dla rysunków 7.40 - 7.42.



Rys 7.40 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Nitro w programie Fusion 360 – widok boczny.



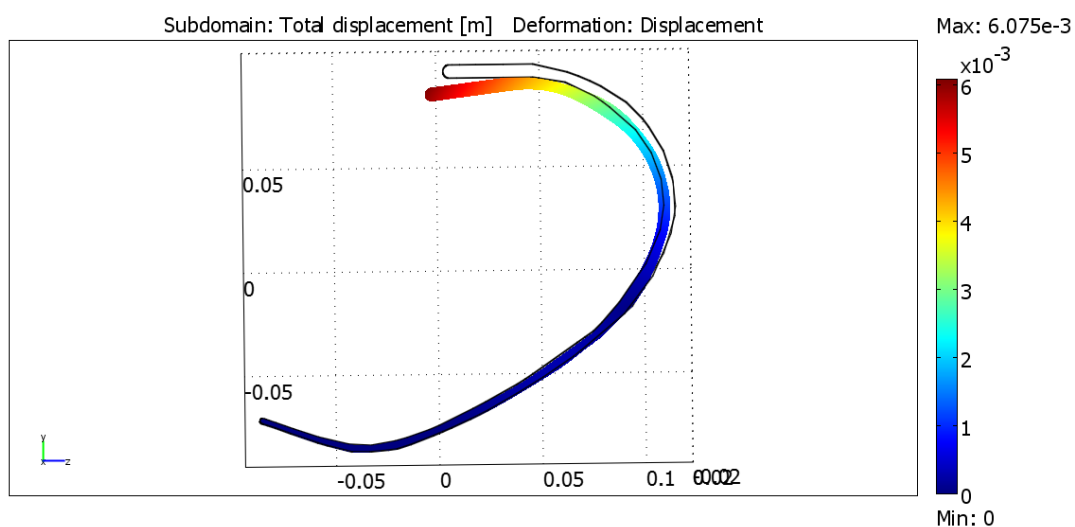
Rys 7.41 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Nitro w programie Fusion 360 – widok z boku.



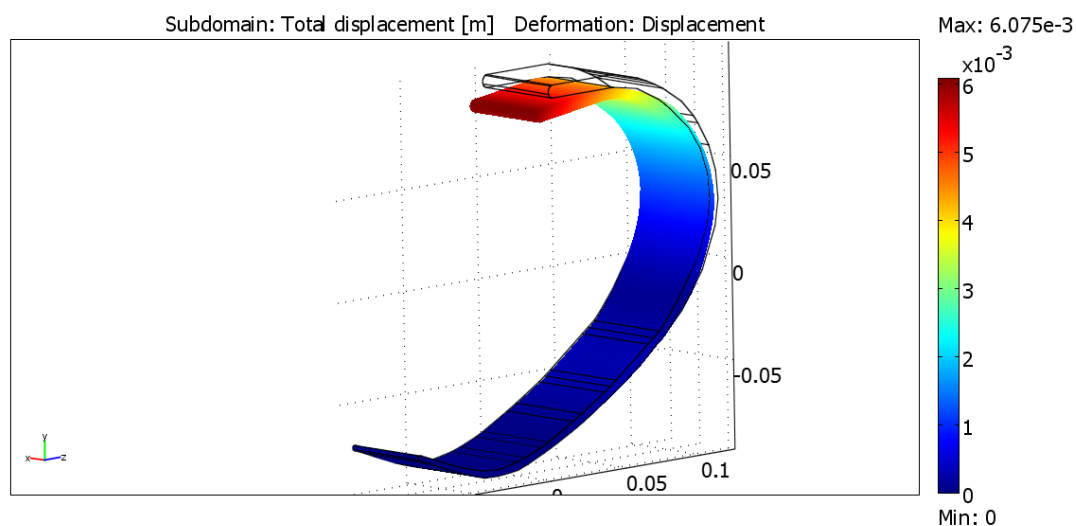
Rys 7.42 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Nitro w programie Fusion 360 – przybliżenie wartości maksymalnych.

7.2.3.2 Wyniki otrzymane w programie Comsol Multiphysics

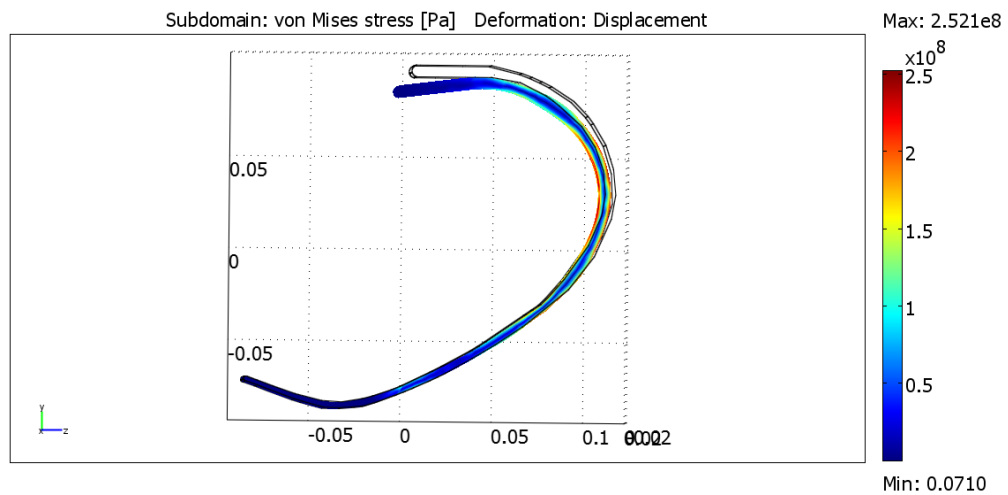
Kolejne badanie dotyczyło również zależności naprężeń-odkształceń, ale przeprowadzono je w programie Comsol Multiphysics. Wyniki otrzymano dla 1295 elementów; przedstawiają je rysunki 7.43-7.47.



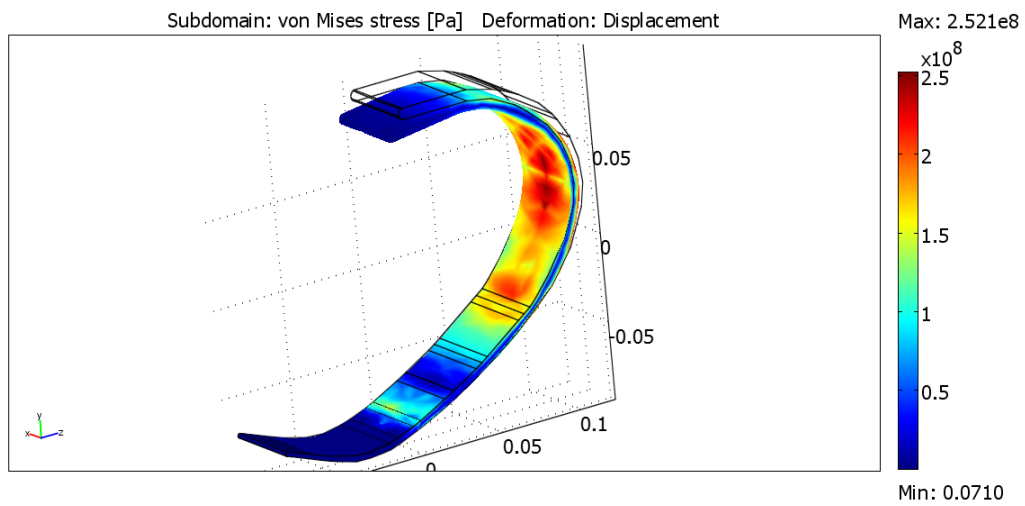
Rys 7.43 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Nitro w programie Comsol – widok boczny.



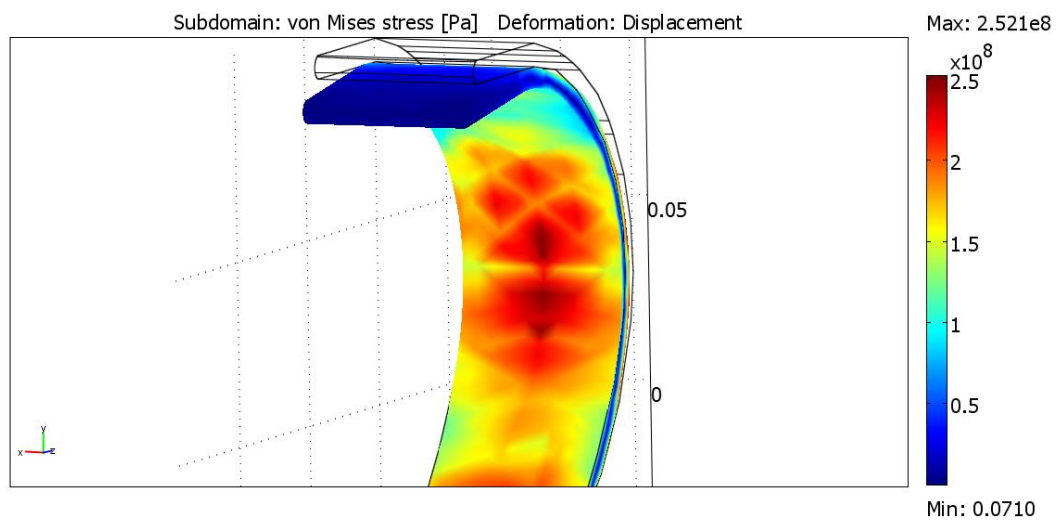
Rys 7.44 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite dla stopy Nitro w programie Comsol – widok z boku.



Rys 7.45 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Nitro w programie Comsol– widok boczny.



Rys 7.46 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Nitro w programie Comsol– widok z boku.



Rys 7.47 Wyniki symulacji – naprężenia von Misesa dla stopy Nitro w programie Comsol– przybliżenie wartości maksymalnych.

7.2.4 Badanie postaci częstości drgań własnych stopy Nitro

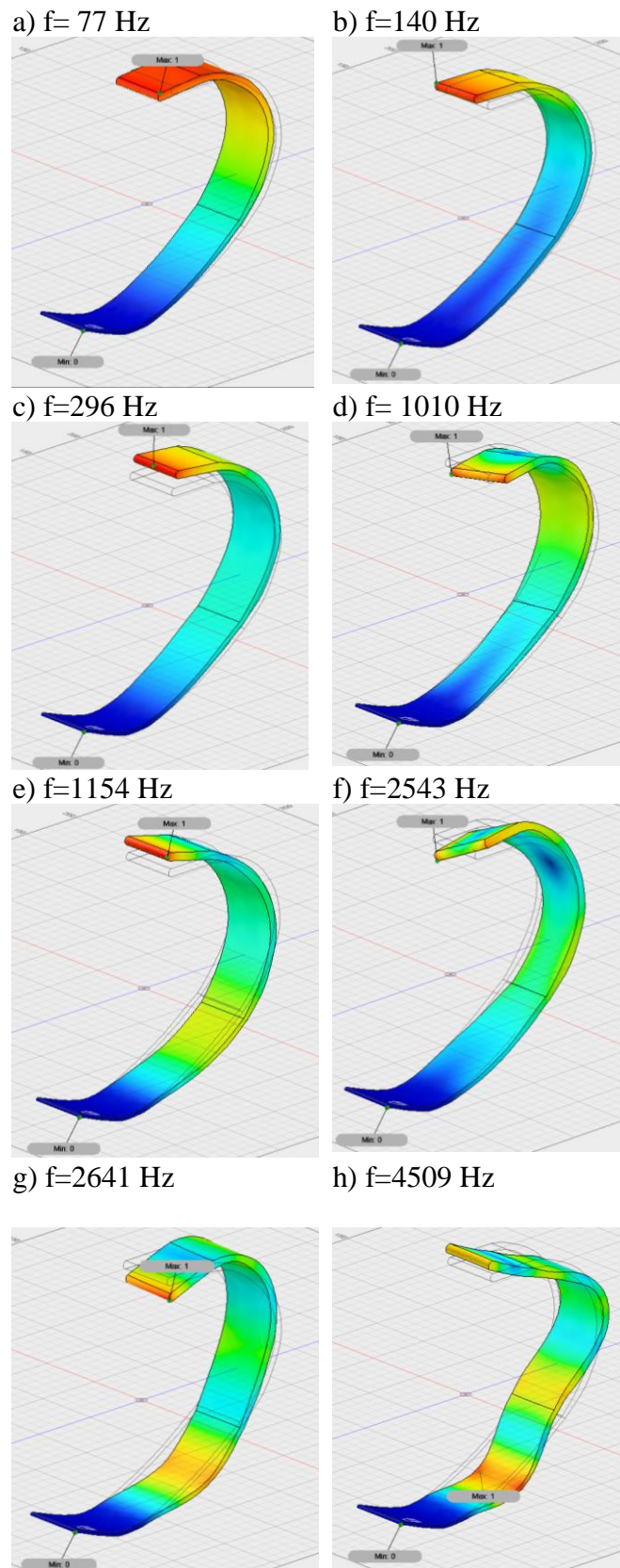
7.2.4.1 Wyniki otrzymane w programie Fusion 360

Kolejnym etapem było sprawdzenie częstości drgań własnych stopy Nitro. Ponownie badania wykonano w dwóch programach i wyliczono każdorazowo 8 pierwszych wartości. Pierwsze wyniki pochodzą z programu Fusion 360 i otrzymano je dla 1843 elementów. Przedstawia je rysunek 7.48 Kolejne wyniki zostały obliczone w programie Comsol Multiphysics dla 1885 elementów. Pokazane są one na rysunku 7.49

Otrzymane wyniki z obu symulacji zestawiono w tabeli 7.3.

Tab 7.3 Wyniki częstości drgań własnych dla stopy Nitro w zależności od programu użytego do obliczeń.

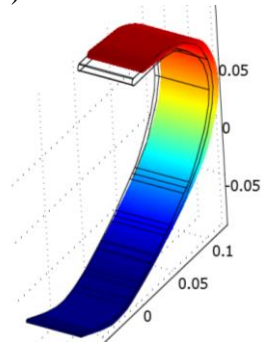
Lp	Częstotliwość własna w Fusion 360 [Hz]	Częstotliwość własna w Comsol Multiphysics [Hz]
1	77.47	85.73
2	140.1	152.63
3	296	319.260
4	1010	1125.86
5	1154	1247.24
6	2543	2834.59
7	2641	2840.99
8	4509	4793.27



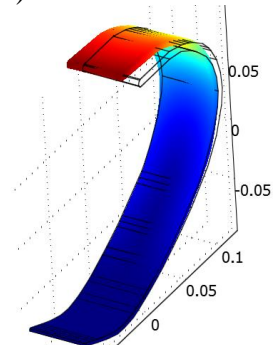
Rys 7.48 Częstotliwości drgań własnych stopy Nitro w programie Fusion-8 pierwszych wartości.

7.2.4.2 Wyniki otrzymane w programie Comsol Multiphysics

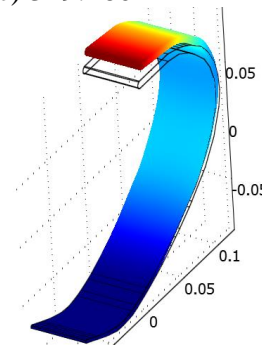
a) 85.733 Hz



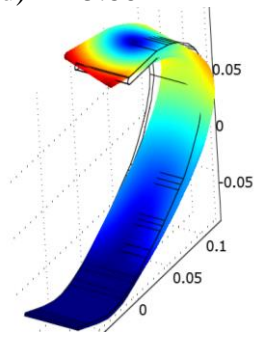
b) 152.629 Hz



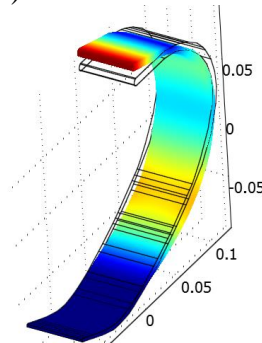
c) 319.260 Hz



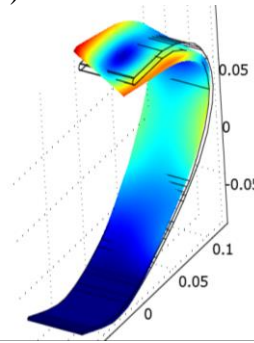
d) 1125.861 Hz



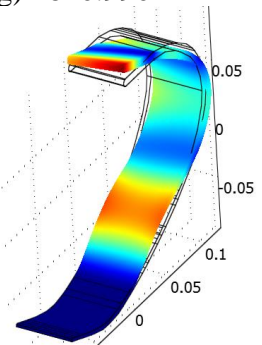
e) 1247.237 Hz



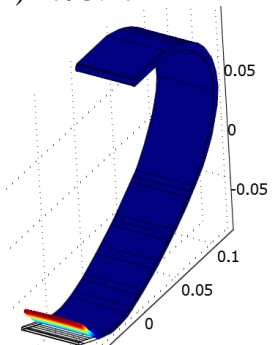
f) 2834.590 Hz



g) 2840.990 Hz



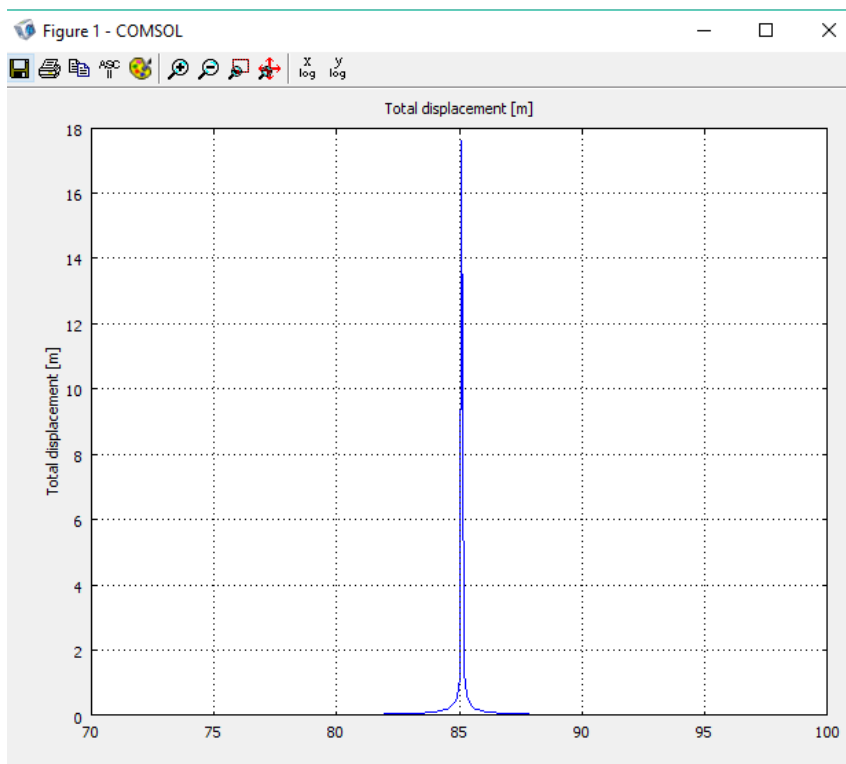
h) 4793.272 Hz



Rys 7.49 Częstotliwości drgań własnych stopy Nitro w programie Comsol-
8 pierwszych wartości.

7.2.4.3 Odpowiedź na wymuszenie

Częstotliwości rezonansowe można również szukać w inny sposób. Polega on na przeszukiwaniu wykresu odpowiedzi na wymuszenie w odpowiednim zakresie częstotliwości, w którym spodziewamy się znaleźć żadaną częstotliwość. Sprawdzone tą metodę w zakresie od 70 do 100 Hz i otrzymano odpowiedź skokową (amplituda dążąca do nieskończoności) w przybliżeniu równej 85 Hz, odpowiadającej wynikom z poprzedniego badania-rysunek 7.50



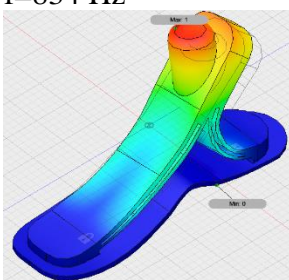
Rys 7.50 Wykres odpowiedzi na wymuszenie z zakresu 70-100 Hz – odpowiadające pierwszej częstotliwości własnej 85 Hz dla stopy Nitro w programie Comsol.

7.2.5 Badanie wpływu masy na wartości częstotliwości drgań własnych

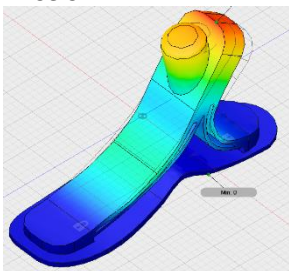
Kolejnym badaniem było sprawdzenie wpływu masy na wartości częstotliwości drgań własnych. Badanie wykonano w programie Fusion 360. Sprawdzono: stopę Trias wykonaną tylko z włókna węglowego i stali, stopę Trias wykonaną z włókna węglowego, gumy i stali oraz stopę Nitro, wykonaną tylko z włókna węglowego. Wyniki otrzymano dla kolejno 6406 elementów, 6073 elementów i 6436 elementów. Opracowano je w tabeli 7.4 oraz na rysunku 7.51

Trias bez gumy
 $m=0,43$ kg

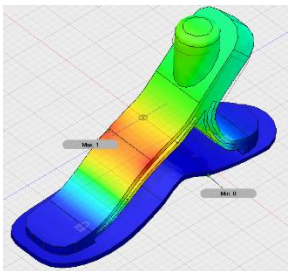
$f=834$ Hz



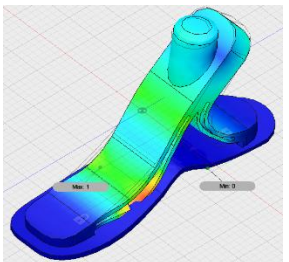
$f=858$ Hz



$f=2646$ Hz

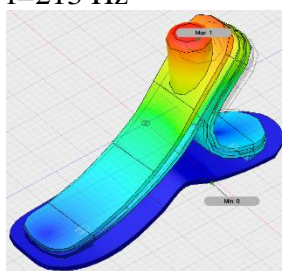


$f=6100$ Hz

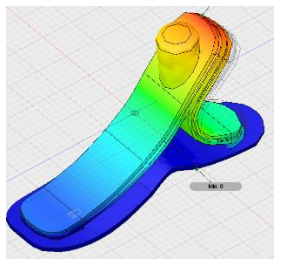


Trias z gumą
 $m=0,384$ kg

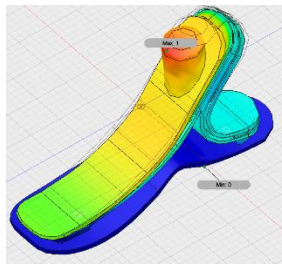
$f=213$ Hz



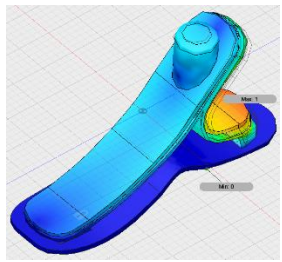
$f=241$ Hz



$f=423$ Hz

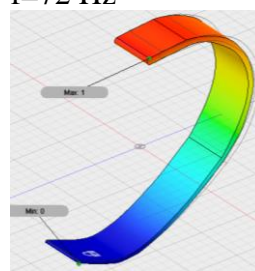


$f=685$ Hz

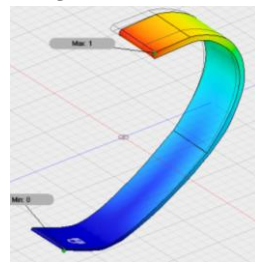


Nitro
 $m=0,153$ kg

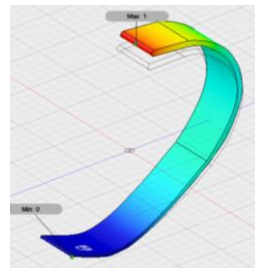
$f=72$ Hz



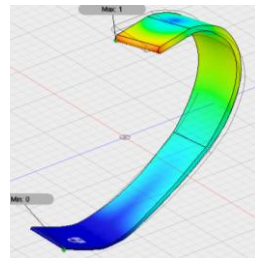
$f=131$ Hz



$f=281$ Hz



$f=962$ Hz



Rys 7.51 Wyniki badania wpływu masy na zmiany częstotliwości drgań własnych
a) stopa Trias z włókna węglowego b) stopa Trias z włókna węglowego i gumy c) stopa Nitro z włókna węglowego.

Tab 7.4 Wyniki częstotliwości drgań własnych w zależności od masy przy porównaniu dwóch stóp protezowych.

Lp	Częstotliwości dla Trias o masie 430g [Hz]	Częstotliwości dla Trias o masie 384g [Hz]	Częstotliwości dla Nitro o masie 153g [Hz]
1	834	213	72
2	858	241	131
3	2646	423	281
4	6100	685	962
5	7529	891	1103
6	10823	911	2471
7	10854	1050	2513
8	11679	1165	4199

7.2.6 Badanie wpływu zmiany stopnia wielomianu funkcji Lagrange na wartości częstotliwości drgań własnych

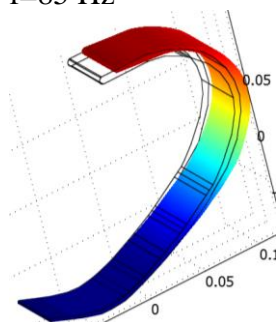
Ostatnie badanie dotyczyło sprawdzenia wpływu rzędu wielomianu funkcji Lagrange na wartości częstotliwości drgań własnych. Badanie przeprowadzono w programie Comsol Multiphysics, funkcje kształtu zmieniano w zakładce *Subdomain Settings* w części *Element*. Sprawdzone wyniki dla drugiego, trzeciego i czwartego rzędu. Liczba elementów skończonych siatki była niezmienna i wyniosła 2792. Wraz ze wzrostem rzędu wydłużył się czas obliczeń a otrzymane wyniki powinny być dokładniejsze. Rozwiązania przedstawiono w tabeli 7.2.6.1 oraz na rysunku 7.2.6.1

Tab 7.5 Wyniki częstotliwości drgań własnych w zależności od stopnia wielomianu Lagrange użytego do rozwiązania równania.

Lp	Częstotliwości dla wielomianu II st [Hz]	Częstotliwości dla wielomianu III st [Hz]	Częstotliwości dla wielomianu IV st [Hz]
1	85.6	84.95	84.8
2	152.1	149.69	149.25
3	318.07	315.14	314.73
4	1121.51	1104.68	1101.63
5	1242.81	1229.67	1228.08
6	2823.78	2785.83	2779.44
7	2828.98	2796.05	2792.71
8	4531.66	4428.5	4449.44

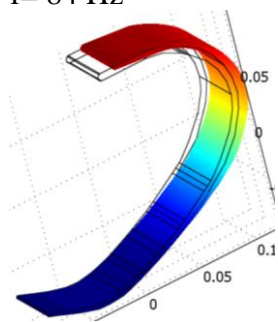
Lagrange II

f=85 Hz



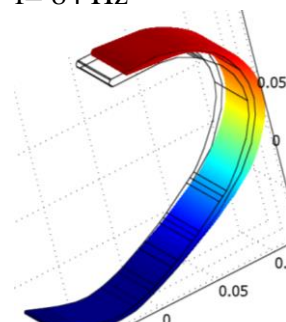
Lagrange III

f= 84 Hz

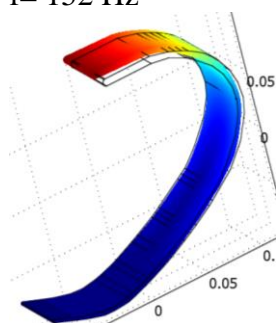


Lagrange IV

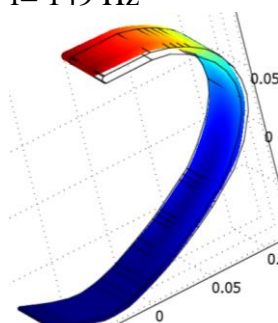
f= 84 Hz



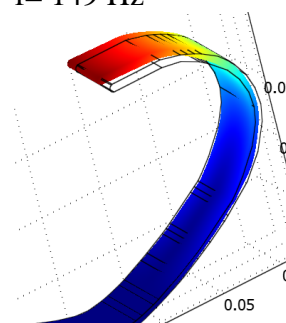
f= 152 Hz



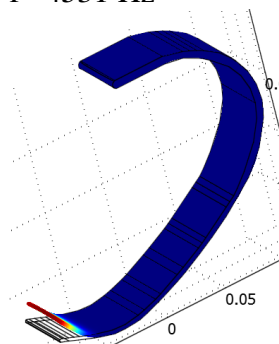
f= 149 Hz



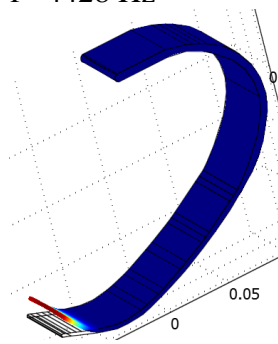
f= 149 Hz



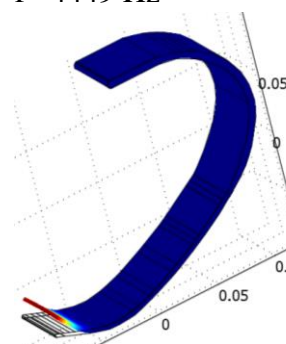
f= 4531 Hz



f= 4428 Hz



f= 4449 Hz



Rys 7.52 Wyniki badania wpływu zmiany stopnia wielomianu Lagrange na częstotliwości drgań własnych – postacie drgań częstotliwości pierwszej, drugiej i ósmej.

8. Wnioski

Celem projektu było wykorzystanie wiedzy z biomechaniki, wytrzymałości materiałów i materiałoznawstwa do zaprojektowania modeli wirtualnych stóp protezowych a następnie przebadanie ich właściwości mechanicznych za pomocą przystosowanych do tego programów inżynierskich. W pracy skupiono się na stworzeniu dwóch modeli wirtualnych, różniących się zastosowaniem – stopy dynamicznej typu Trias używanej w codziennym funkcjonowaniu oraz stopy sportowej typu Nitro przeznaczonej do sportów biegowych. Modele odwzorowano w oparciu o stopy komercyjne z dużą dokładnością w aspekcie kształtu, stosując materiały, które pozyskano z literatury. Wykorzystano dwa niezależne programy służące symulacji w celu porównania otrzymanych wyników. Omówienie osiągniętych rezultatów zamieszczono poniżej.

Pierwsze badanie dotyczyło właściwości mechanicznych stopy Trias tj. naprężeń i odkształceń i przeprowadzono je w programie Fusion 360. W pierwszej wersji użyto modelu składającego się tylko z włókna węglowego (w części poniżej adaptera). W wyniku otrzymano konstrukcje, dla której maksymalne naprężenie działające wynosiły ok. 40 MPa, natomiast maksymalne przemieszczenia – tylko ok. 0.04mm. Biorąc pod uwagę podstawowe funkcje protezy stopy jaką jest akumulacja energii na skutek odkształceń występujących w fazie podporowej, uznano, że otrzymane wartości charakteryzują konstrukcje zbyt sztywną, jej możliwości w zakresie dostosowywania się do różnych powierzchni byłyby również niewystarczające. W tej sytuacji zmieniono założenia konstrukcyjne, uzupełniając model klinami gumowymi, umieszczonymi pomiędzy elementami sprężynującymi z włókna węglowego. Wyniki uległy znaczącej poprawie. Maksymalne przemieszczenia osiągnięto o wartości 1 mm, w części górnej protezy, która najszybciej odbiera obciążenia. Zgodnie z założeniem część podporowa, która została unieruchomiona, nie wykazała zmian przemieszczenia. Wartości maksymalnych naprężeń osiągnęły 142,5MPa co jest liczbą bardzo bezpieczną w odniesieniu do wartości wytrzymałościowych włókna węglowego i pozostawia duży współczynnik bezpieczeństwa. Skupienie naprężeń wystąpiło w części tylnej, gdzie występuje łuk o największym promieniu. Jest to również miejsce, które, poprzez swoją konstrukcję, wpływa na wysokość protezy podczas chodu (wyginanie się protezy góra-dół). Następnie sprawdzono, jak zmieniają się przemieszczenia w poszczególnych kierunkach, jeśli stopa będzie unieruchomiona tylko w jednym punkcie podparcia, drugi natomiast będzie mógł przemieszczać się wzdłuż osi z tzn. Otrzymamy efekt "ślizgu" pięty. Z tabeli 7.2 wynika, że największe różnice przemieszczeń występują w osi ruchomej protezy, w pozostałych osiach również widać zmiany, jednak są one o rząd wielkości mniejsze. Wszystkie zmiany charakteryzują się bardzo małymi wartościami, dla osi x i y są one pomijalnie małe. W osi z zmiany występują setnych częściach mm. Przemieszczenie całkowite wzrosło o ok. 10% w stosunku do unieruchomionej stopy. Ostatnim badaniem dla stopy Trias było sprawdzenie jej częstotliwości i postaci drgań własnych. Najmniejsze wartości otrzymano dla częstotliwości 213 Hz. Jest to wartość dość duża, w warunkach codziennego użytkowania protezy prawdopodobieństwo zajścia takiej częstotliwości jest niskie. Tego typu częstotliwości mogą charakteryzować np. prace niektórych maszyn, jednakże, osoby chodzące o protezie rzadko wykonują zawody wykonywane z operowaniem takimi urządzeniami. Postacie drgań własnych pokazują, że początkowo (pierwsze 2

częstotliwości) stopa nie ulega dużym odkształceniom, kolejne 4 obrazują odkształcenia w formie "ześlizgiwania" się dłuższego łuku protezy w górę i dół, natomiast częstotliwość 7 obrazuje ruchy boczne, "odrywające" łuk sprężynujący od podstawy.

Kolejną badaną protezą była stopa Nitro, dla której badania przeprowadzono w dwóch programach. Naprężenia wywołane na skutek przyłożonej siły przyjmują największe wartości ponownie w miejscu największego łuku. Wartości te to odpowiednio: 235 MPa w programie Fusion i 252 MPa w programie Comsol Multiphysics. Otrzymane wartości są zbliżone a różnice (na poziomie ok 10%) wynikają z specyfikacji programów. Naprężenia rozkładają się ponadto w części łukowej, natomiast w miejscu utwierdzenia jak i przyłożenia siły są minimalne. Widać, że proteza ta jest w porównaniu do wcześniejszej bardziej elastyczna, co może przekładać się w "pracy" włókna węglowego podczas chodu z większymi prędkościami, w tym również biegu. Przemieszczenia kumulują się głównie w górnej części protezy i wynoszą ok. 5 mm dla badań przeprowadzonych w Fusion do ok. 6 mm dla badań w Comsol Multiphysics. Jest to różnica ok. 20%, jednakże biorąc pod uwagę skalę zagadnienia, wyniki te uznano za podobne. Wysokość całej protezy to ok 20 cm a więc wyniki nie spowodują niebezpiecznych odkształceń. Sprawdzając natomiast częstotliwości drgań własnych możemy zauważyć że pierwsza wartość jest (dla obu programów) znacznie niższa niż w przypadku pierwszej protezy tj. 70-80 Hz. Wyniki pomiędzy programami różnią się, dla programu Comsol wartości są o ok. 10% większe i ten trend jest stały dla wszystkich zbadanych częstotliwości. Ponadto, wyniki graficzne obrazują duże podobieństwo postaciowe dla odpowiadających sobie wartości. W programie Comsol Multiphysics zbadano również odpowiedź układu na wymuszenie z zakresu częstotliwości w których znajdowała się pierwsza częstotliwość własna tj. pomiędzy 70-100 Hz. W wyniku otrzymano wykres, którego amplituda dąży do nieskończoności w punkcie dokładnie odpowiadającym pierwszej częstotliwości drgań otrzymanej w wcześniejszym badaniu. Otrzymał więc takie same wyniki za pomocą dwóch niezależnych metod.

Sprawdzono również, jak na postacię drgań własnych wpływa masa konstrukcji oraz stopień wielomianu funkcji kształtu. Porównania masy dokonano dla dwóch stóp Trias (z gumą i bez gumy) z pierwszych badań oraz dla stopy Nitro. Zaobserwowano, że częstotliwości były najmniejsze dla najlżejszej stopy, jednakże tylko do pewnych wartości. Porównując dwie stopy o tej samej konstrukcji typu Trias zauważono znacznie większe wartości częstotliwości przy masie większej tylko o ok. 0,25%. Również postacię drgań odpowiadających sobie częstotliwości znacznie się od siebie różniły. Przy badaniu wpływu wielomianu przebadano tylko proteze Nitro dla trzech różnych wielomianów - 2, 3 i 4 rzędu. Poszczególne wartości były bardzo do siebie zbliżone. Przy założeniu, że wyższy stopień wielomianu skutkuje osiągnięciem dokładniejszych wyników należy przypuszczać, że wyniki prawdziwe oscylują wokół wartości nieznacznie mniejszych niż przyjęte początkowo (wyniki powtarzają ten wniosek dla wszystkich wartości poza ostatnią wartością dla wielomianu IV stopnia) jednakże nie osiągają w ten sposób wartości które przedstawiały się w drugim użytym programie. Nie można więc założyć że program Fusion 360 przedstawia wyniki dokładniejsze, należy uznać, że wyniki różnią się w poszczególnych programach ze względu na specyfikę tychże programów.

Bibliografia

- [1] Praca zbiorowa pod red. D. Tejszerskiej, E. Świtońskiego, M. Gzika, Biomechanika narządu ruchu człowieka, str.325-438, 446-458; wyd. Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczno-Technologiczny, Politechnika Śląska, Gliwice 2011
- [2] Praca zbiorowa pod red. J.R. Dąbrowskiego, Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna, str. 155-188; Wydawnictwo Politechniki Białostockiej, Białystok 2008
- [3] H. Leda, Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych, str. 176-180; Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2011
- [4] M. Nienartowicz, Rozprawa doktorska pt. Modelowanie i analiza MES właściwości dynamicznych materiałów kompozytowych termicznie optymalnych, str.75-83; Poznań 2015
- [5] M. Ostwald, Podstawy wytrzymałości materiałów, str.2-11, 86-90, 113-114, 248-253; Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2012
- [6] M. H. Sadd, Elasticity. Theory, Applications and Numerics, str.71-74; Elsevier Inc, 2005
- [7] Z. Gabryszewski, Teoria sprężystości i plastyczności, str.85-88; Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2001
- [8] L. A. Dobrzański, F. Gustavo J. Nowacki, Implanty śródszpikowe w osteosyntezie kości długich, Volume 11 (17), str.60; wyd. Open Access Library 2012
- Źródła internetowe (stan na 23.01.18):
- [9] <http://www.ortotyka.pl/protetyka.htm>
- [10] <http://protezykoczyn.com.pl/protezy-podudzia/>
- [11] <http://www.oandplibrary.org/alp/chap04-01.asp>
- [12] <http://www.ortocentrum.com.pl/protezy-koczyn-dolnych>
- [13] <http://www.dexcraft.pl/blog/technologie-kompozytow/carbon-czyli-wlokno-weglowe-9-tajemnic-tego-materialu/>
- [14] <http://www.carbonfiber.gr.jp/english/material/type.html>
- [15] <http://www.reh4mat.com/publikacje/co-to-jest-wlokno-weglowe/>
- [16] <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=920>
- [17] https://www.engineeringtoolbox.com/density-solids-d_1265.html
- [18] katalog: Nitro Running Foot Instructions for Use, Freedom Innovations
- [19] katalog: Prosthetics Lower extremities 2009, Ottobock, 2009
- [20] katalog: Lower Limb Prosthetic Solutions products catalog, Freedom Innovations

Źródła grafik (stan na 23.01.18):

[21] <https://content.epodreczniki.pl/content/womi/124027/classic-980.png>

[22] http://www.medicalexpo.com/prod/freedom-innovations/product-74876-457082.html#product-item_457152

[23] http://kinetechmedical.com/wp-content/uploads/2016/05/csm_fitting-options-leg-prostheses_3f99297503.jpg

[24] <http://www.zsoirkorfantow.pl/protetyka-ortopedyczna/protezy-konczyn-dolnych/protezy-po-amputacji-w-obrebie-uda/>

[25] <http://prote-go.pl/oferta/protetyka/7-proteza-uda>

[26] <http://www.blatchford.co.uk/endolite/one-shot-socket/>

[27] <tps://protezykonczynrzeszow.wordpress.com/category/stawy-kolanowe/>

[28] <http://www.protmed.com/oferta/protetyka/proteza-modularna-uda/sach/>

[29] <https://www.ottobock.pl/protezy-konczyn/produkty-od-a-do-z/stopa-protezowa-trias-1c30/>

[30] <http://www.freedom-innovations.com/nitro/>