



---

POLITECHNIKA POZNAŃSKA

---

WYDZIAŁ : BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA

KIERUNEK : MECHATRONIKA

SPECJALNOŚĆ : INŻYNIERIA W MEDYCYNIE

Praca dyplomowa inżynierska



**Modelowanie i analiza**  
**właściwości mechanicznych protezy nogi**

*Modelling and analysis of mechanical properties of prosthetic leg*

dr hab. Tomasz Stręk, prof. nadzw.

Poznań 2014

## SPIS TREŚCI

1. Wprowadzenie .....	4
1.1. Wstęp .....	4
1.2. Cel i zakres pracy .....	5
1.3. Układ pracy.....	5
2. Protezy kończyny dolnej.....	6
2.1 Rodzaje protez .....	6
2.2. Części protez.....	9
2.3. Materiały na protezy .....	14
2.3.1. Materiały na bazie węgla .....	15
2.3.2. Tytan .....	16
2.3.3. Aluminium .....	16
2.3.4. Stal nierdzewna .....	17
3. Chód i analiza chodu .....	18
3.1. Opis chodu .....	18
3.2. Determinanty i fazy chodu.....	19
3.3. Reakcje na podłoże występujące podczas chodu.....	24
3.3.1. Przykładowa rejestracja reakcji podłoża .....	25
4. Naprężenia i odkształcenia w ciele stałym .....	28
4.1. Naprężenia i odkształcenia .....	28
4.2. Prawo Hooke'a .....	29
4.3. Równanie ruchu dla ciała stałego – równanie Navier'a .....	31
5. Opis metody MES i środowiska SolidWorks .....	34
5.1. Metoda elementów skończonych (MES).....	34

5.2. SolidWorks .....	36
6. Model i symulacja .....	38
6.1. Opis modelu.....	38
6.2. Opis symulacji .....	40
6.2.1. Symulacja naprężeń i odkształceń podczas chodu.....	42
6.2.2. Symulacja częstotliwościowa.....	49
7. Podsumowanie i wnioski.....	53
Streszczenie, Abstract.....	54
Literatura .....	55

# 1. Wprowadzenie

## 1.1. Wstęp

W dzisiejszych czasach widoczny jest niebywały rozwój medycyny. Spowodowane jest to zmianami jakie nastąpiły na przełomie lat w stosunku do ukierunkowania jej rozwoju. Widoczna jest tendencja do symbiozy wielu dziedzin i działów zajmujących się medycyną sama w sobie jak i naukami ścisłymi oraz technicznymi. Granica między ich wzajemnym powiazaniem jest coraz trudniejsza do dostrzeżenia, a korzyści przekładają się na obie strony.

Jedną z prężniej rozwijających się dziedzin jest protetyka. Dziedzina ta bardzo silnie ewoluowała na przestrzeni ostatnich lat, dzięki wprowadzeniu nowych technik. Za rozwój głównie odpowiedzialne są systemy pozwalające na dokładną rejestrację ruchu zdrowych ludzi, umożliwiając szczegółowe poznanie mechaniki ciała człowieka. Analiza tak zebranych danych pozwala na projektowanie złożonych mechanizmów mających na celu niemal idealne odzwierciedlenie normalnego zachowania się protezowanej części ciała. Również zastosowanie coraz to bardziej wyrafinowanych materiałów przekłada się na większe możliwości projektowe. Uzyskać można niemożliwe wcześniej do osiągnięcia właściwości protez. Nowoczesne materiały pozwalają zredukować masę, i umożliwiają powstanie konstrukcji o zaawansowanych geometriach. Bezpośrednio przekłada się to na możliwość lepszego zaprojektowania konstrukcji, która lepiej oddaje walory estetyczne protez. Cecha ta jest tu również niezmiernie ważnym elementem, przekładającym się bezpośrednio na komfort psychiczny i fizyczny pacjenta. Należy mieć jednak na uwadze że każda nowo zaprojektowana sztuczna kończyna lub organ musi przejść szereg analiz i badań. Związane jest to z tym że protezy oprócz możliwości powrócenia pacjenta do pełnej sprawności ruchowej muszą zapewnić mu bezpieczeństwo podczas całego czasu użytkowania. Dzisiejsze techniki umożliwiają zaawansowane symulacje komputerowe, które pozwalają zaoszczędzić mnóstwo czasu i pieniędzy a ich użycie ma niejednokrotnie wpływ na dużą poprawę parametrów wyrobu finalnego.

## **1.2. Cel i zakres pracy**

Przedmiotem tej pracy jest analiza właściwości mechanicznych protezy nogi podczas jej codziennego użytkowania. Jako punkt odniesienia wybrana została czynność w jakiej najczęściej jest taka proteza używana, czyli chód. W celu poprawnego przeprowadzenia badania niezbędne było ściśle zapoznanie się z budową współczesnych protez i stosowanych do ich produkcji materiałów. Aby symulacja zgodna była z warunkami rzeczywistymi, konieczne było również zaznajomienie się z analizą chodu człowieka. Dzięki temu można było zastosować warunki brzegowe odpowiadające rzeczywistym. Praca zakłada przeprowadzenie analizy dynamicznej dla protezy nogi która użytkowana byłaby przez mężczyznę podczas chodu z normalnym tempem. Do zebrania niezbędnych danych użyty został system BTS, a symulacja została przeprowadzona w programie SolidWorks.

## **1.3. Układ pracy**

Praca została podzielona na rozdziały, które przybliżają tematykę związaną z istotą pracy. Pierwszy z rozdziałów stanowi wprowadzenie w temat pracy, określa jej założenia i cel. Kolejny z rozdziałów poświęcony został protezie kończyny dolnej. Przybliży on budowę takiej protezy, opisuje stosowane elementy na ich budowę a także omawia materiały z których są one wykonywane. Następna część pracy ma za zadanie przybliżyć aspekty związane z chodem człowieka. Wyjaśnia ona mechanikę chodu i omawia reakcje jakie człowiek poruszając się wywiera na podłoże. Kolejny rozdział związany jest z zagadnieniami wytrzymałościowymi takimi jak naprężenia i odkształcenia. Omawia prawo Hooock'a i opisuje równania ruchu. Znajomość tej tematyki jest niezbędna do prawidłowego przeprowadzenia i zrozumienia dalszych badań symulacyjnych. Następnie opisano istotę metody elementów skończonych i przybliżono środowisko komputerowe SolidWorks. Kolejny rozdział przedstawia model używany do symulacji, jak również opisuje jej warunki brzegowe i otrzymane rezultaty. Pozostała część pracy stanowi podsumowanie i końcowe spostrzeżenia.

## **2. Protezy kończyny dolnej**

### **2.1. Rodzaje protez**

Proteza bez względu na swój typ, miejsce zastosowania lub funkcje uznawana jest w medycynie za sztuczne uzupełnienie brakujących części ciała lub pojedynczych narządów. Zastosowanie protezy ma na celu przejęcie przez nią funkcji, które pierwotnie spełniał brakujący fragment ciała. Możliwe jest też stosowanie protez w celach kosmetycznych, pozwalających na uzyskanie większego komfortu psychicznego osoby dotkniętej niepełnosprawnością.

Protetyka bo tak nazywana jest nauka zajmująca się opracowywaniem, badaniem i zastosowaniem protez, łączy w sobie wiele dziedzin z pogranicza nauk technicznych i medycyny. W przypadku protez kończyn dolnych protetyka to przede wszystkim szeroko pojęta ortopedia i jej połączenie z biomechaniką. Współpraca tych dziedzin pozwala na opracowywanie coraz to lepszych protez, które w swej konstrukcji są zgodne z anatomiczną budową człowieka, a zarazem pozwalających na lepsze przejęcie funkcji motorycznych pacjenta.

Protezy często zostają mylone z ortezami. Należy mieć jednak na uwadze fakt że funkcją ortez jest leczenie niepełnosprawności. Dzieje się to poprzez współpracę specjalnych konstrukcji, które mają za zadanie wspomagać osłabione organy pacjenta. Efektem ich stosowania jest zwykle przywrócenie pełnej sprawności leczonej części ciała.

W przypadku protezy kończyny dolnej wyróżniamy dwa podstawowe rodzaje protez - skorupowe i modułarne [Rys 2.1, 2.2].

Pierwsze z nich stosowane są dość rzadko. Występują one u pacjentów u których niedorozwinięta bądź uszkodzona kończyna, jest na tyle sprawna że może stanowić wewnętrzny częściowy szkielet protezy, bądź ma ona pełnić rolę jedynie kosmetyczną.



Rys 2.1. Przykład protezy skorupowej [5]



Rys 2.2. Przykład protezy modularnej [5]

Dzisiejsza protetyka kończyn dolnych opiera się przede wszystkim na zastosowaniu protez modularnych. Ten rodzaj posiada szereg zalet w stosunku do technologii skorupowej. Głównie jest to możliwość zastosowania jej dla wszystkich wysokości przeprowadzonej amputacji. Konstrukcja modułarna pozwala również na

lepsze odtworzenie wyglądu zewnętrznego kończyny jak również przekłada się na podwyższenie komfortu noszenia. Są to cechy niezmiernie istotne z punktu widzenia przyszłego pacjenta, pozwalające na szybszą rehabilitację i powrót do normalnego funkcjonowania. Protezy modułarne z uwagi na możliwość zastosowania lepszych mechanizmów przyczyniają się również do wzrostu bezpieczeństwa użytkowania i poprawę oddania funkcji motorycznych kończyny. Jak sama nazwa wskazuje budowa modułarna pozwala na łatwiejsze i indywidualne dopasowanie każdego z zastosowanych mechanizmów, tak aby pokrywały się one z potrzebami i sprawnością ruchową pacjenta. W przypadku ewentualnych uszkodzeń poszczególnych części istnieje również możliwość łatwej i szybkiej wymiany danego elementu na nowy.

W zależności od wysokości amputacji rozróżniamy inne typy protezy. Podstawowe operacje amputacji przeprowadzane są na 4 wysokościach wynikających z powodu przebytej choroby bądź urazu.

Rozróżniamy następujące amputacje :

- amputacje podudzia;
- wyluszczenie w stanie kolanowym;
- amputacje uda;
- wyluszczenie w stawie biodrowym.



Rys. 2.3. Rodzaje protez modułarnych stosowanych po różnych amputacjach (od amputacji podudzia po lewej do wyluszczenia w stawie biodrowym po prawej) [5]



W stosunku do wysokości amputacji budowa i ilość elementów protezy modularnej zmienia się i staje się bardziej skomplikowana (od protezy podudzia – najmniej ; do protezy po wyłuszczeniu w stawie biodrowym - najwięcej) [Rys. 2.3].

## **2.2. Części protez**

Każda dzisiaj stosowana proteza modularna składa się z szeregu elementów i stosowanych mechanizmów. W zależności od typu koniecznej do zastosowania protezy jej budowa komplikuje się.

Najbardziej zaawansowaną budowę posiada proteza, która konieczna jest do zastosowania po wyłuszczeniu w stawie biodrowym. Należy mieć jednak na uwadze że musi ona przejąć najwięcej funkcji kończyny dolnej. W ogólnym rozumieniu można powiedzieć że wszystkie protezy kończyny dolnej mają zbliżoną budowę, a wraz z zwiększaniem wysokości amputacji , zostają one wyposażone w dodatkowe mechanizmy które przejmują utracone funkcje. Z uwagi na ten fakt niektóre z części protez występuje w każdym typie np. stopy , adaptery czy leje protezowe.

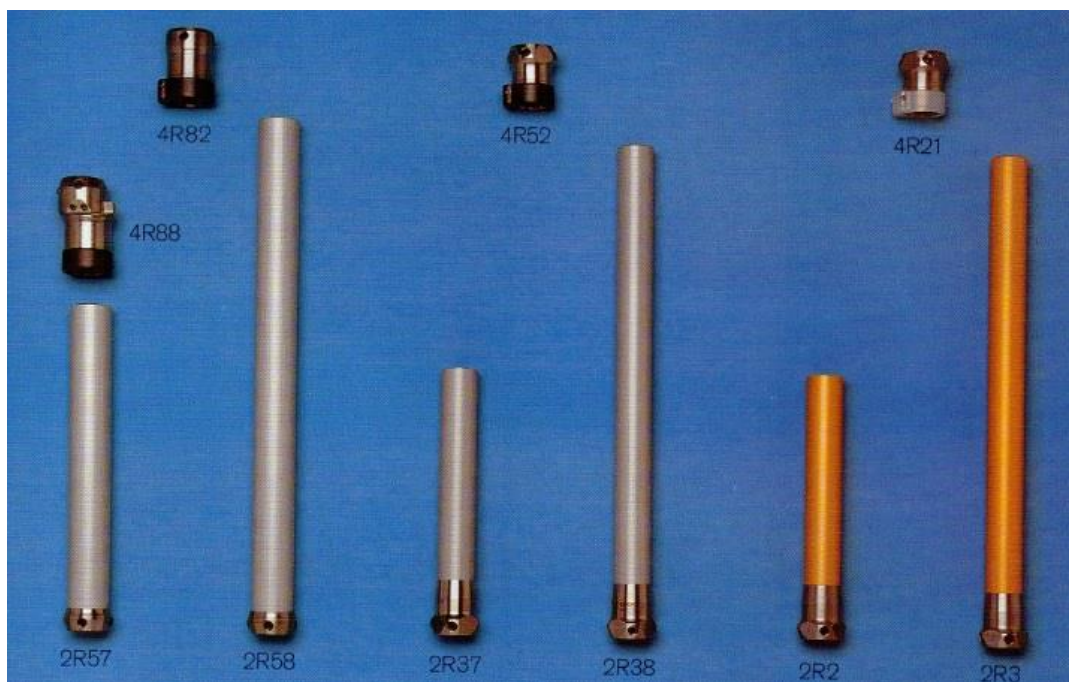
Części które występują w każdym typie protezy :

- Stopa – dzisiejsze protezy tego elementu posiadają zazwyczaj rdzeń wykonany z elementów tworzywa sztucznego lub coraz częściej z włókien węglowych, zazwyczaj ma on zagięty kształt pełniący rolę sprężynującą (amortyzującą) [Rys. 2.4]. Sam rdzeń jest już w stanie przejąć powierzane mu funkcje lecz w swej pierwotnej postaci stosowany jest zazwyczaj przez sportowców w celu zredukowania wagi. Najczęściej proteza stopy wyposażona jest w element oddający jej wygląd, wykonywany z elastycznego tworzywa sztucznego imitującego skórę, który jest odporny na ścieranie.



Rys 2.4. Przykład węglowej stopy protezowej [5]

- Adaptery – są elementami które mają za zadanie leczyć mechanizmy funkcjonalne protezy takie jak np. stopy czy przeguby kolanowe. Rozróżnia się wiele rodzajów adapterów [Rys. 2.5]. Ich wybór zależy od indywidualnych zależności długości kikuta, wagi pacjenta, indywidualnych upodobań i aktywności.



Rys 2.5. Rodzaje adapterów stosowanych w protezach [5]

- Lej protezowy - lej protezowy jest niezbędną częścią każdej z protez [Rys. 2.6]. Jego zadaniem jest bezpośrednie połączenie kikuta kończyny z protezą przez co spełnia on niezwykle ważną funkcję. Od jego wykonania zależy czy kikut kończyny będzie odpowiednio wspierany a zarazem czy zapewni on odpowiednią wygodę i komfort w użytkowaniu całej protezy. Aby wszystkie te cechy były możliwe do zrealizowania, niezbędne jest wykonanie leja indywidualnie dla każdego pacjenta tak aby pasował do kształtu i stanu kikuta pacjenta oraz odpowiadał właściwemu stopniowi mobilności. Lej jest miejscem połączenia człowieka z mechanizmem, odpowiednio dopasowany kształt, forma oraz zastosowany system są kluczem do osiągnięcia optymalnej funkcjonalności w życiu codziennym oraz wykorzystania w pełni pozostałych elementów protezy. W przypadku wyluszczenia w stawie biodrowym niekiedy lej protezowy zastępowany jest koszem protezowym, pełniącym jednak w takiej protezie tę samą funkcję co lej.



Rys 2.6. Przykład leju protezowego [5]

- Pokrycie kosmetyczne – jest elementem który nie jest konieczny do poprawnego działania całej protezy lecz jest on prawie każdorazowo stosowany. Pokrycie wykonywane jest z piankowego materiału umożliwiającego dowolne jego formowanie i możliwość nadawania naturalnych kształtów. Często stosuje się przestrzenne skanowanie i komputerowo sterowane frezarki do obróbki pokrycia w celu zapewnienia zgodności kształtu z zdrową kończyną protezowanego pacjenta [Rys. 2.7].



Rys 2.7. Pokrycie kosmetyczne [5]

Część które dodatkowo występują dla protezy po wyluszczeniu w stawie kolanowym, biodrowym bądź amputacji uda :

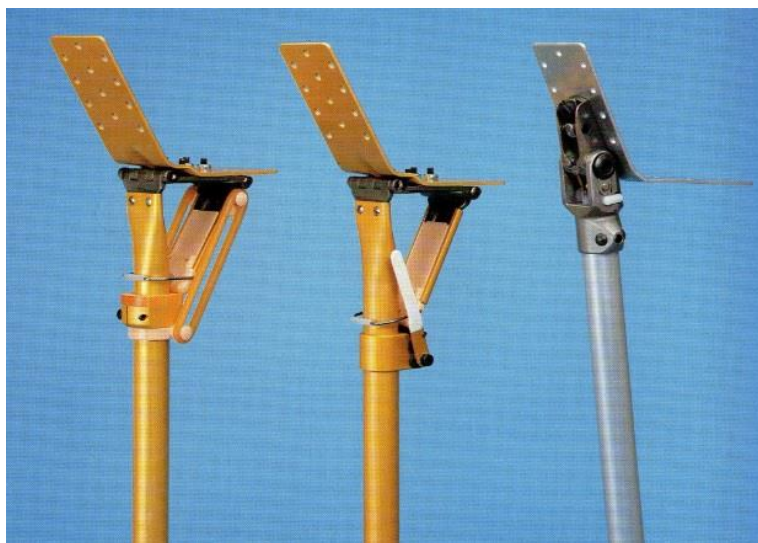
- Modułarny przegub kolanowy – występuje kilka rodzajów przegubów kolanowych [Rys. 2.8]. Każde z nich jednak mają za zadanie przejąć funkcje stawu kolanowego. Wybór zastosowanego przegubu zdeteminowany jest poprzez indywidualne potrzeby pacjenta. Związane są one głównie z różnymi stopniami mobilności oraz z aktywnością fizyczną jak i wiekiem pacjenta. Należy mieć na uwadze że element ten występuje zarówno w protezach stosowanych po operacjach wyluszczenia w stawie kolanowym, biodrowym jak i amputacji uda. Podstawowa różnica jednak jest metoda zamocowania przegubu. W protezie wyrzeczenia kolanowego jest ona bezpośrednio przymocowana do leja protezowego. W pozostałych przypadkach jest ona łączona do dalszej części protezy za pośrednictwem adapterów.



Rys 2.8. Rodzaje modularnych przegubów kolanowych [5]

Części które występują w protezach po wyluszczeniu w stawie biodrowym

- Modularny przegub biodrowy – występuje tylko w protezie stosowanej po wyluszczeniu w stawie biodrowym. Jego zadaniem jest zastąpienie funkcji stawu biodrowego. Jak w przypadku przegubu kolanowego występuje kilka rodzajów tego elementu [Rys. 2.9]. Tak jak poprzednio zastosowany typ uwarunkowany jest poprzez indywidualne potrzeby pacjenta.



Rys 2.9. Rodzaje modularnych przegubów biodrowych [5]

### 2.3. Materiały na protezy

Materiały jakie stosuje się w dzisiejszych czasach na protezy są rezultatem wieloletnich badań i doskonalenia konstrukcji. Stosowane elementy posiadają bowiem coraz bardziej skomplikowaną budowę i wyszukana geometrie przez co zbudowane są z coraz bardziej zaawansowanych materiałów takich jak włókna węglowe, tytan, stopy aluminium, wysokiej jakości stal nierdzewna czy kompozyty. Bez względu na zastosowany materiał stawia się mu szereg podstawowych wyzwań bez spełnienia których staje się on wręcz bezużyteczny w tej aplikacji.

Do podstawowych właściwości charakteryzujących te materiały należą przede wszystkim :

- odpowiednia wytrzymałość
- zapewnienie wymaganej sztywności
- możliwie mała masa
- hydrofilowość (głównie lej)
- biogodność (z uwagi na kontakt z ciałem człowieka)
- odporność na ścieranie
- odporność na korozje
- stosunkowo niskie koszty

Z uwagi na zastosowanie materiały te nie będą miały kontaktu z ekstremalnymi warunkami pracy. Proteza i jej elementy towarzysza pacjentowi podczas codziennych czynności i zapewniają możliwość swobodnego poruszania się , chodzenia , biegania. Co za tym idzie materiały te użytkowane są w środowisku przyjaznym dla człowieka.

### 2.3.1. Materiały na bazie węgla

W protetyce główne zastosowanie węgla jest realizowane głównie w postaci włókien węglowych.

Postać ta otrzymuje się głównie w wyniku przeprowadzenia pirolizy poliakrylonitrylu lub innych polimerów. Proces ich wytwarzania (użyte parametry) przekłada się bezpośrednio na końcowe właściwości tego materiału. Włókna węglowe z chemicznego punktu widzenia podobne są do innej odmiany węgla tzn. grafitu. Ogólnie rzecz biorąc materiał ten cechuje duża wytrzymałość mechaniczna, mała masa, niepalność i duża odporność na agresywne środowiska. Właściwości te sprawiają że jest on coraz częściej stosowany w sytuacjach w których kluczowa rolę pełni stosunek masy do wytrzymałości. Z uwagi na ten fakt główne zastosowanie w protezach kończyn dolnych ma on przy produkcji stop. Stopa jest elementem w którym powstają największe obciążenia, a zarazem jest ona najbardziej „oddalona” częścią protezy od pacjenta. Jej pozycja sprawia że zachowuje się ona jak dodatkowa masa na ramieniu którym porusza pacjent w trakcie chodu/biegu. (powstający moment bezwładności). Obie te cechy muszą zostać zrównoważone tak aby zapewnić odpowiedni stopień bezpieczeństwa (wytrzymałość) i komfort użytkownika (masa).

Włókno węglowe można podzielić na dwa zasadnicze rodzaje:

- posiadające około 80-98% węgla, cechują się słabiej rozwiniętą strukturą grafitową, ich struktura jest mało zorientowana, Moduł Younga to ok. 90GPa a wytrzymałość na rozciąganie to ok. 900 MPa
- posiadające około 99% węgla, mają lepiej wykształconą strukturę której zorientowanie jest duże (krystaliczne), moduł Younga to ok. 420 GPa a wytrzymałość rozciąganie 2500 MPa

### **2.3.2. Tytan**

Jest metalem który coraz częściej zastępuje tradycyjnie stosowane materiały. Właściwości jakie charakteryzują ten materiał to mała masa własna i duża wytrzymałość mechaniczna. Kolejna pozytywna cecha tytanu jest fakt odporności na korozję nawet w przypadku wody morskiej i chloru. Cecha ta pozwala na użytkowania protezy przez pacjenta nawet w sytuacji w której ma ona kontakt z takim właśnie środowiskiem np. pobyt nad morzem lub pływanie w basenie. Do dodatkowych zalet należy dodać fakt że nie wywołuje on reakcji alergicznych w jakimkolwiek kontakcie z ciałem człowieka. Nie wykazuje on również właściwości magnetycznych (nie jest ferromagnetykiem), przez co pacjenci z protezami mogą bezpiecznie znajdować się w polu magnetycznym. Pozwala to korzystać z takich zabiegów jak obrazowanie rezonansem magnetycznym bez konieczności zdejmowania protezy. Stosowany głównie do produkcji adapterów, części kolan, stawów biodrowych.

Podstawowe parametry to Wytrzymałość na rozciąganie około 434 MPa lecz możliwe jest uzyskanie o wiele większych parametrów w niektórych jego stopach np. 1380 MPa dla stopu Beta C

### **2.3.3. Aluminium**

Materiały na bazie aluminium mają zastosowanie głównie jako stopy lekkie. Odpowiednia obróbka cieplna pozwala na uzyskanie dużo lepszych parametrów dla tego metalu, ulegające niekiedy kilkukrotnej poprawie. Do głównych zalet jak w przypadku wszystkich materiałów stosowanych na protezy należy dobry stosunek ciężaru właściwego do wytrzymałości. Aluminium posiada również zadowalająca odporność na korozję. Z uwagi na łatwość obróbki stosuje się go często do wytwarzania elementów o skomplikowanej geometrii. Części takie występują w protezie głównie w przegubach np. kolanowym lub biodrowym.



#### **2.3.4. Stal nierdzewna**

Stal nierdzewna zaliczana jest do grupy stali o specjalnych właściwościach. Cechuje się podobnymi parametrami wytrzymałościowymi co zwykła stal, jednak jej niepodważalną zaletą jest wysoki stopień odporności na korozję. Zazwyczaj uzyskuje się to poprzez wprowadzenie odpowiednich dodatków stopowych takich jak chrom. Głównie z uwagi na ta cechę i jej stosunkowo niską cenę w porównaniu do innych materiałów znalazła ona również zastosowanie w protetyce. Do zalet zalicza się również jej lśniący połysk, przekładający się na estetykę wyrobu finalnego. Stosowany jako alternatywa dla droższych materiałów takich jak tytan.

### **3. Chód i analiza chodu**

#### **3.1. Opis chodu**

Chód jest jedną z form lokomocji, kształtowaną i dopracowywaną przez miliony lat ewolucji, która pozwala nam się poruszać. Lokomocja jest rozumiana tutaj jako autonomiczny ruch wykonywany przez istoty żywe przy pomocy organów ruchu czyli poprzez kończyny. Przez chód zarówno dla człowieka jak i zwierząt uważane jest przemieszczanie się na lądzie po stosunkowo płaskiej powierzchni. Cechuje się on cyklicznością, związana bezpośrednio z naprzemiennymi ruchami całego ciała. W czasie chodu porusza się całe ciało, zarówno tułów jak i kończyny, co skutkuje przemieszczaniem się środka ciężkości. Przesuwa się on naprzemiennie w górę i opada w dół (przy założeniu sytuacji idealnego chodu). Efektem końcowym jest przemieszczanie się do przodu.

Bardzo podobna forma poruszania się jest bieg. W celu odróżniania tych czynności uznaje się że mamy do czynienia z chodem tyło i wyłącznie w sytuacji w której minimum jedna kończyna ma kontakt z powierzchnią. Każda inna forma poruszania się zarówno ludzi jak i zwierząt dwunożnych w której można zaobserwować i wyznaczyć momenty w których żadna z kończyn nie ma kontaktu z podłożem uznawana jest za bieg.

Podczas chodu organizm ludzki musi spełnić kilka zadań jednocześnie. Należą do nich przede wszystkim te związane z zachowywaniem równowagi, takie jak osiągnięcie i utrzymywanie pozycji pionowej, zarówno dla kontaktu jedno- i dwunożnego. Realizowane są również zadania związane z dostosowaniem długości kroku w stosunku do zaistniałej sytuacji (np. dostosowanie do zmian nawierzchni). Aby chód był w pełni realizowany organizm ludzki musi również na podstawie zebranych bodźców precyzyjnie ocenić i dobrać odpowiedni moment wymachu jednej z kończyn, w momencie podporu na drugiej.

Podstawowe parametry jakie mogą opisać chód to :

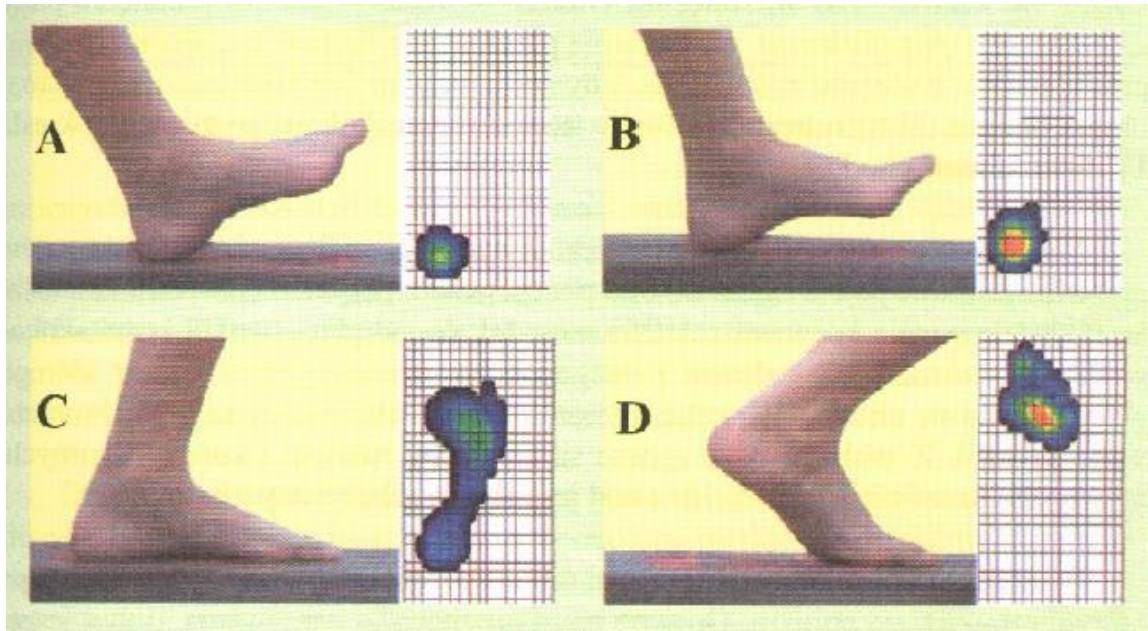
- Długość kroku – jest to odległość mierzona między dowolnym punktem jednej ze stóp (podczas kontaktu z podłożem) do punktu odpowiadającego temu samemu miejscu na stopie dla kończyny przeciwnej. Uznaje się że dla człowieka średniego wzrostu odległość ta mieści się w przedziale od 65 do 85 cm.
- Szerokość kroku – jest to rozstęp między kończynami dolnymi, zaobserwowany podczas chodu, którego wartość mierzy się zazwyczaj od środka stawu skokowego, przeciętne wartości to około 10 do 20cm.
- Prędkość chodu – prędkość z jaką porusza się człowiek podczas przemieszczania się, przybliżone wartości prędkości chodu to około 0,35 do 0,45 m/s.
- Częstotliwość kroków- jest to ilość wykonywanych kroków, mierzona w danej jednostce czasu, zazwyczaj podawana w ilości kroków przebytych w minutę, standardowa wartość to około 110-140 kroków na minutę a uzależniona jest od prędkości i długości kroku.

### **3.2. Determinanty i fazy chodu**

Podczas chodu można wyznaczyć trzy podstawowe fazy składające się na tą czynność. Są to odpowiednio faza podporu, przenoszenia i podwójnego podparcia. Każda z faz cechuje się odrębnym przebiegiem.

Opis poszczególnych faz :

- a) Faza podporu - za początek fazy podporu uznaje się zetknięcie (kontakt) piety z podłożem, a za jej koniec traktuje się oderwanie palucha (całkowity brak kontaktu z powierzchnią). Faza podporu stanowi około 6/10 czasu całego cyklu chodu (w przypadku człowieka).

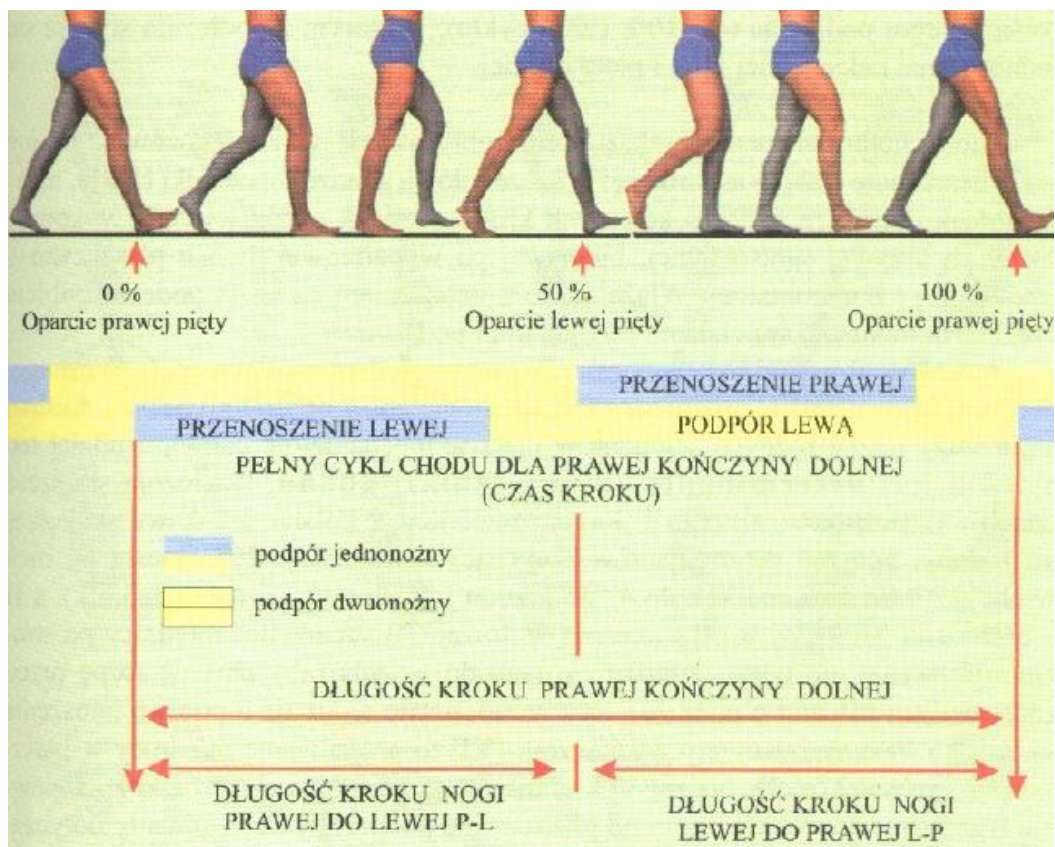


Rys 3.1. Przedstawienie kolejnych sub-faz fazy podporu [6]

W tej fazie można wyróżnić pięć sub-faz [Rys. 3.1]:

- uzyskanie kontaktu pięty z podłożem;
- moment w którym cała stopa (jej powierzchnia) przylega do podłoża;
- pełne obciążenie – inaczej podpor właściwy;
- moment oderwania piety od podłoża (propulsja);
- oderwanie palucha –pod-faza końcowa (odbicie).

b) Faza przenoszenia (inaczej wymachu) – jest faza odwrotna do fazy podporu. Rozpoczyna się w chwili oderwania palucha od powierzchni a kończy się w momencie ponownego uzyskania kontaktu piety z podłożem (dla tej samej kończyny). Czas trwania stanowi dopełnienie czasu (około 4/10 całego czasu) [Rys. 3.2].



Rys 3.2. Cykl chodu [6]

Dla fazy przenoszenia wyróżniamy trzy pod-fazy

- Przyspieszenie – za początek tej pod-fazy uznaje się moment w którym paluch zostaje oderwany od powierzchni, przez co cała stopa traci kontakt z podłożem. Pod-faza ta kończy się w chwili w której stopa znajdzie się pod środkiem ciężkości ciała.
  - Przenoszenie właściwe – fazę ta charakteryzuje układ kończyny dolnej, bowiem jest ona wtedy zgięta w trzech stawach jednocześnie, skokowym, kolanowym i biodrowym. W tym momencie staw skokowy znajduje się na wysokości płaszczyzny czołowej głównej ciała.
  - Hamowanie – jest ostatnią pod-fazą fazy przenoszenia, za jej początek uznajemy moment w którym ruch kończyny zwalnia swe tempo w kierunku przednim a ona sama jest przygotowywana do kontaktu z podłożem.
- c) Faza podwójnego podparcia – występuje tylko w przypadku chodu. Za fazę podwójnego podparcia rozumie się moment w którym obie kończyny mają

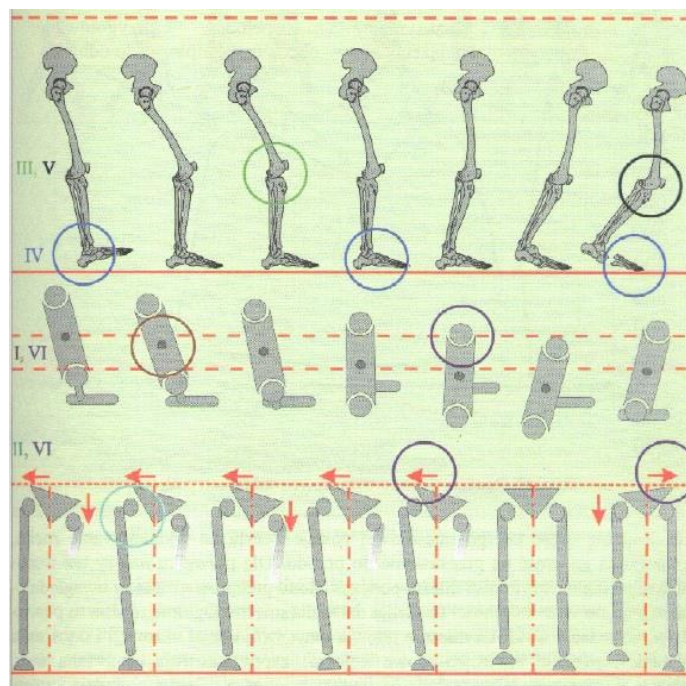
jakikolwiek kontakt z powierzchnią. Dla normalnego chodu jest to sytuacja w której palce jednej z stóp i pieta drugiej mają jednocześnie kontakt z podłożem. Czas trwania tej fazy jest bezpośrednio związany z tempem w którym odbywa się ruch. Im będzie ono wyższe tym czas tej fazy będzie stał się krótszy. Na uwagę zasługuje fakt że w chwili w której faza podwójnego podparcia przestaje występować mamy do czynienia już z biegiem a nie chodem. W takiej sytuacji fazę podwójnego podparcia zastępuje już faza lotu.

Determinanty (wyznaczniki) chodu :

Są to ściśle określone wyznaczniki pozwalające na ocenę chodu. Dotyczą one sytuacji w której chód odbywa się na gładkiej idealnej poziomej płaszczyźnie.

Wyróżniamy sześć różnych determinantów chodu które opisują różne zależności :

- trzy z nich opisują wzajemne zmiany położenia miednicy w stosunku do stawów biodrowych;
- dwa dotyczą ruchów odbywających się w stawach kolanowych;
- jeden opisuje zależności w stawach kolanowo- goleniowych.



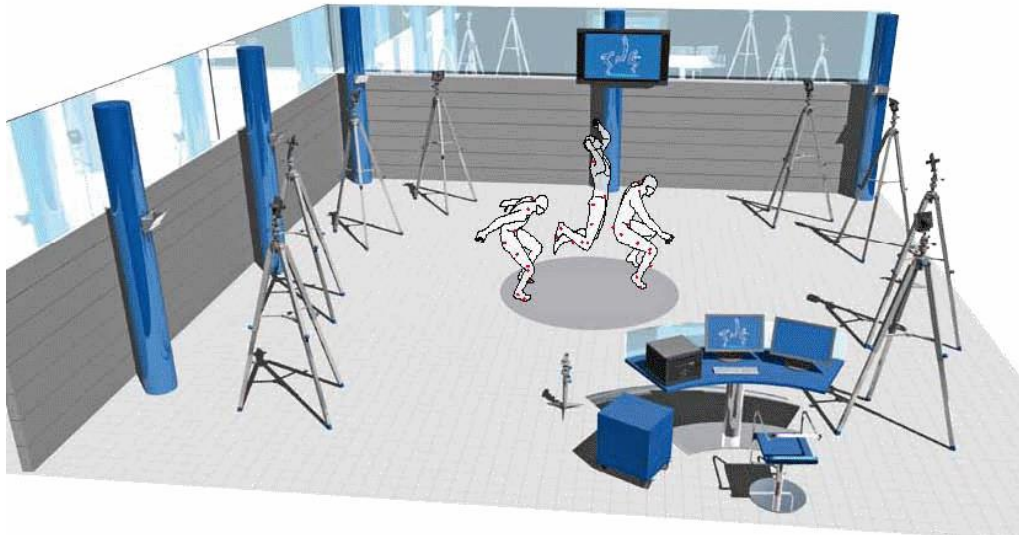
Rys 3.3. Wyznaczniki chodu wg R. Caiieta [6]

## Opis poszczególnych determinantów :

- Ruch miednicy w płaszczyźnie poziomej – rotacja miednicy. – Następują ruchy rotacyjne miednicy. Przechył wynosi około 4 stopnie do przodu i tyle samo do tyłu. Następuje wysunięcie strony wykroczonej nieco do przodu w tym samym momencie noga wykroczonej przyjmuje pozycje zewnętrzną a noga znajdująca się w fazie podporowej pozycje wewnętrzną. Rotacyjny ruch miednicy powoduje więc wydłużenie się kroku na styku granic fazy podparcia i przenoszenia.
- Ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej – Następuje tutaj uniesienie kończyny podczas rozpoczęcia wykroku. Skutkuje to obniżeniem miednicy po stronie wykroczonej co przekłada się na powstanie przytwierdzenia po stronie podporowej i odwiezienia po stronie wykroczonej. Taki ruch miednicy wymusza również zgięcie kolana kończyny znajdującej się po stronie wykroczonej. Całość przekłada się na zmianę trajektorii ruchu środka ciężkości.
- Zgięcie kolana w fazie podporu – zaraz po kontakcie piety z podłożem staw kolanowy zgina się o około 15 stopni sytuacja taka utrzymuje się do momentu pełnego kontaktu stopy z powierzchnią. W chwili złapania przez stopę pełnego kontaktu staw kolanowy ustawia się do pełnego wyprost. Ruch taki redukuje unoszenie się środka ciężkości.
- Ruchy stopy i stawu skokowo – goleniowego – w chwili w której pieta kończyny wykroczonej złapie kontakt z podłożem stopa jest nadal zgięta grzbietowo, następuje jednak sukcesywnie zginanie w kierunku podszwowych przez co zaczyna ona przylegać do podłoża i ustala swa pozycje. Staw skokowy zatacza więc łuk ponad pieta. W tej chwili stopa następuje pełne obciążenie stopy pod koniec którego zaczyna unosić się pieta.
- Zgięcie kolana w fazie podporu – jest on tożsamy z wcześniejszym ruchem o tym charakterze.
- Ruchy boczne miednicy – następują na skutek naprzemiennych ruchów kończynami dolnymi, które przekładają masy ciała z jednej na drugą stonkę. Boczne ruchy miednicy związane są bezpośrednio z ruchem miednicy w płaszczyźnie poziomej i zgięciem kolana w fazie podporu.

### 3.3. Reakcje na podłoże występujące podczas chodu

Bardzo istotne w analizie chodu człowieka jest uwzględnienie reakcji jakie człowiek wywiera na podłoże. W trakcie takich pomiarów, aby zbadać mechanikę chodu korzysta się z specjalnie zaprojektowanych do tego celu stanowisk. Jedną z takich technik jest technika BTS (body tracking system). System ten pozwala analizować przebieg ruchu w dwojaki sposób tzn. do analizy można używać specjalnych znaczników których ruch śledzony jest poprzez sześć kamer które rejestrują ich położenie ze dużą częstotliwością (400 Hz) lub poprzez analizę sygnałów pochodzących z specjalnych platform (dwóch) rejestrujących siły [Rys. 3.4]. Obie metody wchodzi w skład całego systemu i mogą być rejestrowane jednocześnie, niezależnie od siebie.

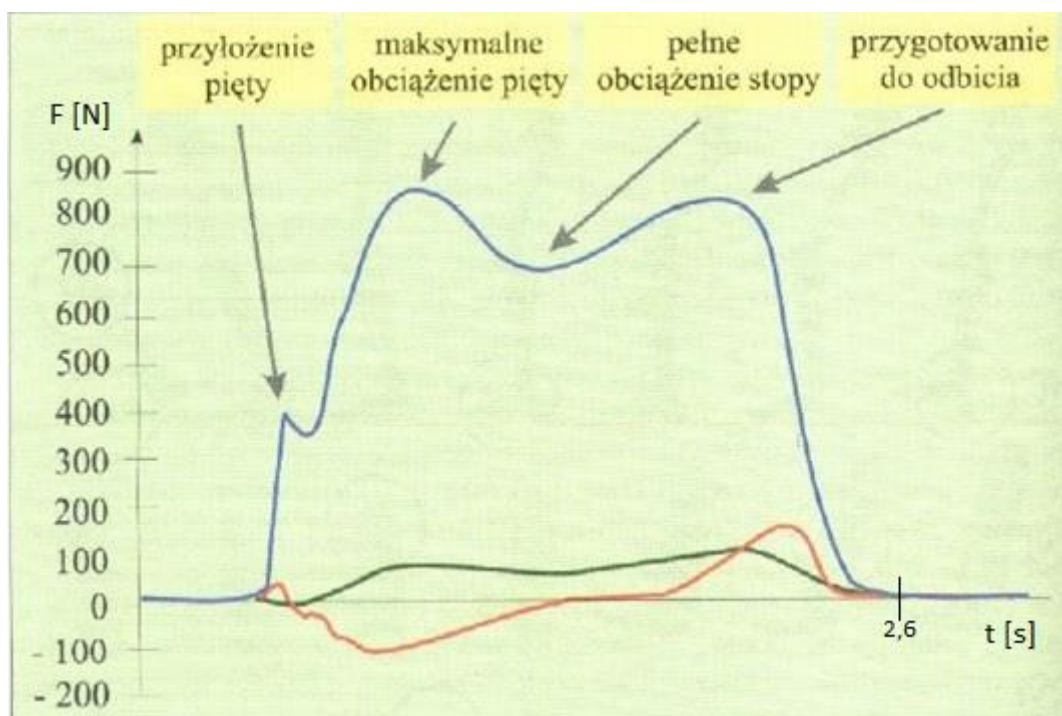


Rys 3.4. Schemat stanowiska wykorzystywanego podczas pomiarów BTS

Zarówno pomiar ciężaru jak i masy badanej osoby dokonuje się poprzez zatrzymanie jej na platformie w bezruchu poprzez kilka sekund. Zmierzona w ten sposób wartość reakcji podpory (po uśrednieniu) daje bardzo dokładny wynik niezbędny do przeprowadzenia poprawnej analizy.

Najistotniejszymi reakcjami jakie wywierane są na podłoże podczas chodu są składowe działające w płaszczyźnie pionowej. Posiadają one bowiem największe wartości znacząco przewyższające pozostałe składowe [Rys. 3.5].





Rys 3.5.Reakcja podłoża w kolejnych sub-fazach podporu [6]

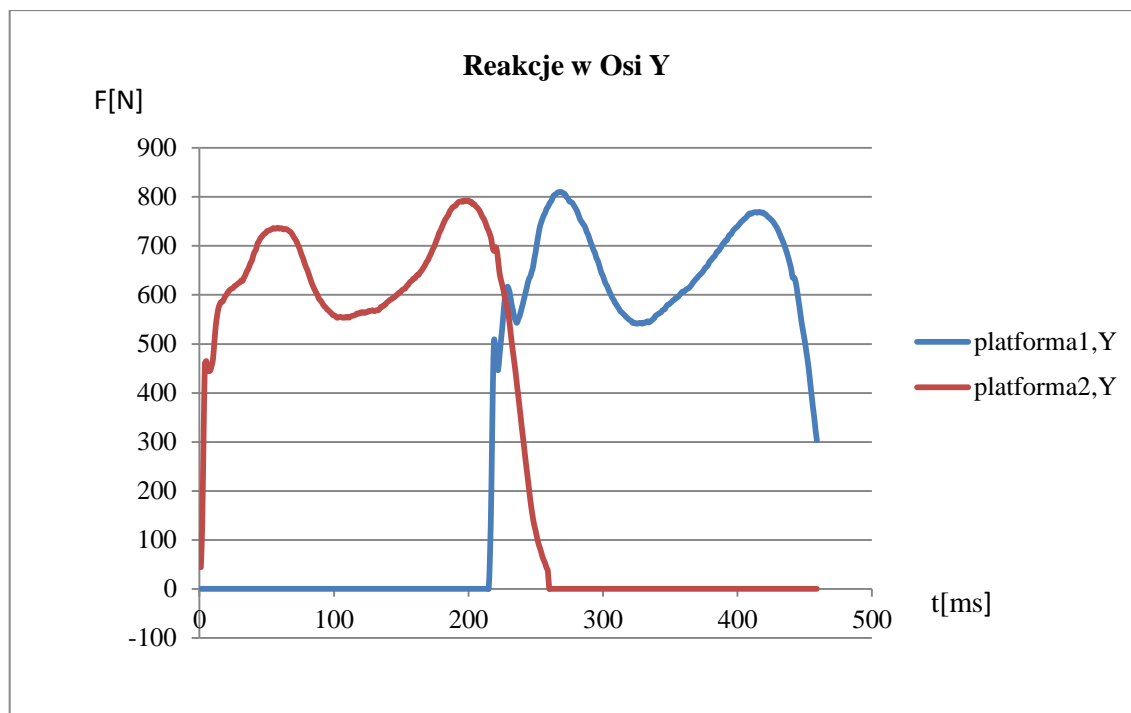
### 3.3.1. Przykładowa rejestracja reakcji podłoża:

Pomiar reakcji podłoża polega na poprawnej rejestracji chodu. Przed zebraniem wyników niezbędne jest poprawne przygotowanie toru pomiarowego. Przygotowanie polega na wyzerowaniu sygnałów pochodzących z platform w celu wyeliminowania losowych zakłóceń. Ważne jest też dobranie odpowiedniej częstotliwości rejestracji. Następnie badana osoba powinna w sposób jak najbardziej naturalny i płynny przejść przez cały tor. Platformy wbudowane w bieżnię rejestrują wszystkie powstałe reakcje (w skutek ich nacisku). Ułożenie platform pozwala na zarejestrowanie dwóch kolejnych kroków.

Warunki badania :

Płeć osoby badanej	Mężczyzna
Wzrost osoby badanej	186 cm
Masa osoby badanej	73,24 kg

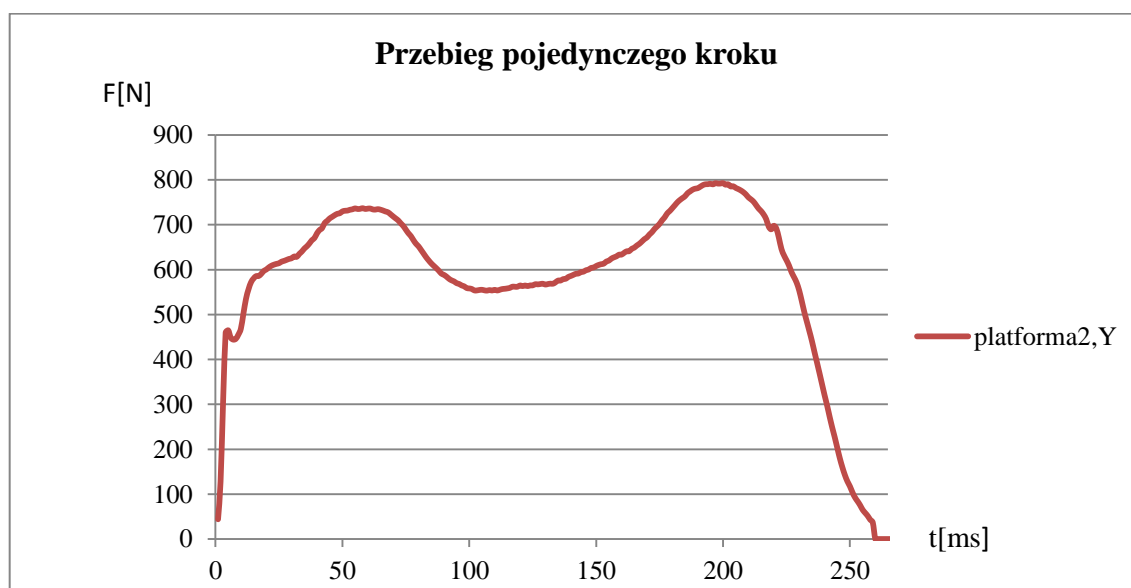
Tab 3.1. Zestawienie parametrów rejestracji



Rys 3.6. Zarejestrowany przebieg reakcji podłoża dla dwóch kolejnych kroków

Sygnały z platform 1 i 2 odzwierciedlają reakcje kolejno wykonanych po sobie dwóch kroków. Jak widać ich przebiegi są bardzo zbliżone do siebie zarówno pod względem kształtu jak i wartości [Rys. 3.6].

Analizując pojedynczy krok możemy otrzymać przebieg reakcji podłoża pokazany na [Rys. 3.7].



Rys 3.7. Przebieg rejestracji reakcji podłoża dla pojedynczego kroku

Przebieg pojedynczego kroku odzwierciedla reakcje podłoża jakie wywołuje na nie stopa.  
Przyjmuje się że podłoże wywoła taka sama reakcje na stopę człowieka jak i na protezę.  
Przebieg ten jest oczywiście odzwierciedleniem reakcji podłoża podczas fazy podporu.

## 4. Naprężenia i odkształcenia w ciele stałym

### 4.1. Naprężenia i odkształcenia

Każde ciało na które działa obciążenie mechaniczne ulega odkształceniu. Poszczególne punkty materialne tego ciała doznają przemieszczeń zależnych od parametrów tego obciążenia. Wartości tych przemieszczeń określamy względem przyjętego układu odniesienia. Zazwyczaj przemieszczenia jednostkowe określane są symbolami  $u$ ,  $v$ ,  $w$ , zakładając że działają one w prostokątnym układzie współrzędnych  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Przejmując ze badany obiekt można uprościć myślowo do prostopadłościanu, długości jego krawędzi będą wynosić odpowiednio :  $dx$ ,  $dy$ ,  $dz$ . Uwzględniając działanie obciążenia na taki właśnie obiekt zauważyć można że ma ono wpływ na odkształcanie się tychże krawędzi a jednocześnie wpływa na ich długości. Zapis odzwierciedlający ta sytuacje jest niestępujący :

$$(1 + \varepsilon_x)dx, \quad (1 + \varepsilon_y)dy, \quad (1 + \varepsilon_z)dz \quad (4.1.)$$

Jak widać względne zmiany długości poszczególnych krawędzi wyrażone są przez  $\varepsilon_x$ ,  $\varepsilon_y$ ,  $\varepsilon_z$ . Należy mieć jednak na uwadze że krawędzie ulegają również odkształceniu kątowemu. Wartości tych odkształceń wyrażane są w mierze lukowej zapisywanej jako :  $\gamma_{xy}$ ,  $\gamma_{yz}$ ,  $\gamma_{zx}$

Uwzględniając powyższe składowe stanu naprężenia jesteśmy w stanie określić tensor odkształcenia :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yz}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix} \quad (4.2.)$$

W prostokątnym układzie współrzędnych  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , możliwe jest otrzymanie składowych naprężeń normalnych  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ,  $\sigma_z$ , i stycznych  $\tau_{xy}$ ,  $\tau_{yz}$ ,  $\tau_{zx}$ .

Zapisanie tych wartości dokonywane jest przy założeniu wyodrębnienia małego elementu z całego ciała. Naprężenia te można również zapisać w postaci macierzowej poprzez tensor naprężeń :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \frac{\tau_{xy}}{2} & \frac{\tau_{xz}}{2} \\ \frac{\tau_{yz}}{2} & \sigma_y & \frac{\tau_{yz}}{2} \\ \frac{\tau_{zx}}{2} & \frac{\tau_{zy}}{2} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (4.3.)$$

Możliwe jest również określenie maksymalnego naprężenia zredukowanego. Na podstawie naprężeń głównych możliwe jest określenie kryterium naprężenia zredukowanego wg von Misesa. Założenie tej teorii opiera się na tym że materiał plastyczny zaczyna ustępować w miejscu, w którym wartości naprężeń zredukowanych wg Misesa stają się równe lub przekraczają granice naprężenia. W prawie każdym przypadku za taka granice uznawana jest granica plastyczności materiału. Niekiedy jednak używana jest graniczna wytrzymałość na rozciąganie lub założona określona wartość graniczna naprężenia. Naprężenie zredukowane wg von Misesa wyrażane jest następująco :

$$\sigma_{von\ Mises} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{xx} - \sigma_{zz})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)} \quad (4.4.)$$

## 4.2. Prawo Hooke`a

Prawo Hooke`a jest prawem mechaniki które określa wzajemną zależność odkształcenia ciała w stosunku do naprężenia jakie działa na to ciało. Prawo Hooke`a głosi że odkształcenie jakie doznaje ciało jest wprost proporcjonalne do działającej na nie siły (zależność taka jest liniowa). Współczynnik między tymi zależnościami jest często nazywany modułem sprężystości ciała.

Uwzględniając odkształcenia i naprężenia , zapisać można ze względnę wydłużenie ciała jest proporcjonalne do naprężeni :

$$\sigma = E\varepsilon \quad (4.5.)$$

gdzie :

$\sigma$ -naprężenie normalne

E-współczynnik sprężystości wzdłużnej

$\varepsilon$ -odkształcenie względnę

Współczynnik sprężystości wzdłużnej czyli inaczej moduł Younga jest wielkością fizyczną opisującą sprężystość materiału. Wyznaczana jest ona z początkowej fazy wykresu rozciągania (liniowy stosunek naprężeń do odkształceń) . Wartość modułu Younga dla typowych materiałów jest znana i dostępna w bibliotekach stałych materiałowych.

Prawo Hooke`a może zostać zapisane również dla trójwymiarowego układu nparzezeń. Możliwe jest to dzięki wykorzystaniu współczynnika Poissona i związkach łączących naprężenia ścinające oraz odkształcenia kontowe. Zakładając że rozpatrywane ciało jest izotropowe, liniowo sprężyste a także oddziałują na nie składowe naprężeń normalnych  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ , to występują w nim odpowiadające tym naprężenią składowe odkształceń  $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$ .

Odkształcenia te można zapisać w następującej postaci :

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \quad (4.6.)$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_z + \sigma_x)]$$

(4.7.)

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)]$$

(4.8.)

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G}$$

(4.9.)

$$\gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G}$$

(4.10.)

$$\gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G}$$

(4.11.)

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

(4.12.)

gdzie :

G – współczynnik Kirchhoffa

$\nu$  – współczynnik Poissona.

### 4.3. Równanie ruchu dla ciała stałego – równanie Navier`a

Do podstawowych równań ruchu należy równanie Navier`a :

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F}$$

(4.13.)

gdzie:

$\mathbf{u}=[u_1, u_2, u_3]$  – jest wektorem przemieszczenia,

$\rho_s$  – gęstość ciała stałego,

$\mathbf{F}$  – siła wewnętrzna.

Rozpatrując trójosiowy stan naprężeń równanie to można przedstawić w postaci:

$$\rho_s \frac{\partial^2 u_1}{\partial t^2} - \frac{\partial \delta_x}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} = F_x \quad (4.14.)$$

$$\rho_s \frac{\partial^2 u_2}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} - \frac{\partial \delta_y}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} = F_y \quad (4.15.)$$

$$\rho_s \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} - \frac{\partial \delta_z}{\partial z} = F_z \quad (4.16.)$$

Dla małych przemieszczeń możliwe jest zapisanie relacji pomiędzy naprężeniem a odkształceniem jako :

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (4.17.)$$

gdzie :

$\mathbf{D}$  - macierz sprężystości

$\boldsymbol{\sigma}$  - tensor naprężeń

$\boldsymbol{\varepsilon}$  – tensor małych odkształceń dany w postaci :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) \quad (4.18.)$$



Biorąc pod uwagę występowanie dla materiałów izotropowych dwóch stałych materiałowych Lamego  $\lambda$  i  $\mu$ , możliwe jest wprowadzenie ich do równania prawa Hooke'a w celu uproszczenia zapisu :

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (4.19.)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (4.20.)$$

Dzięki temu możliwe jest zapisanie równania Naviera w następującej postaci :

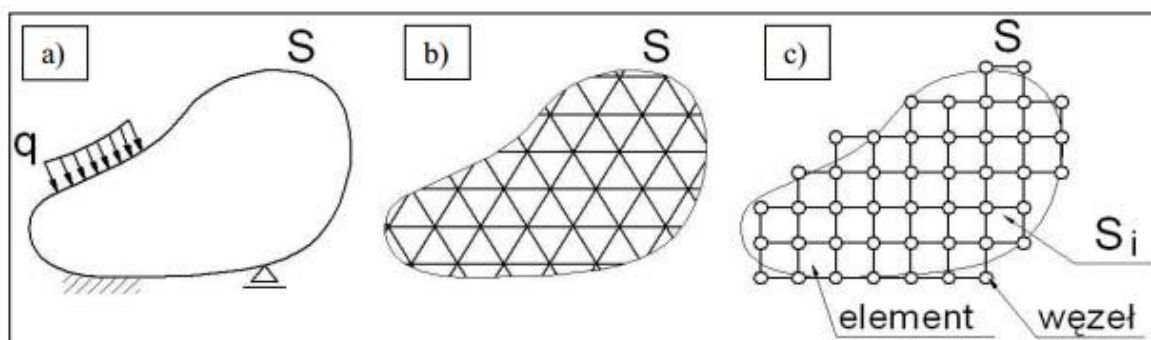
$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = \mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mathbf{F} \quad (4.21.)$$

Rozdział został opracowany na podstawie pozycji literaturowych [2, 3, 7, 8].

## 5. Opis metody MES i środowiska SolidWorks

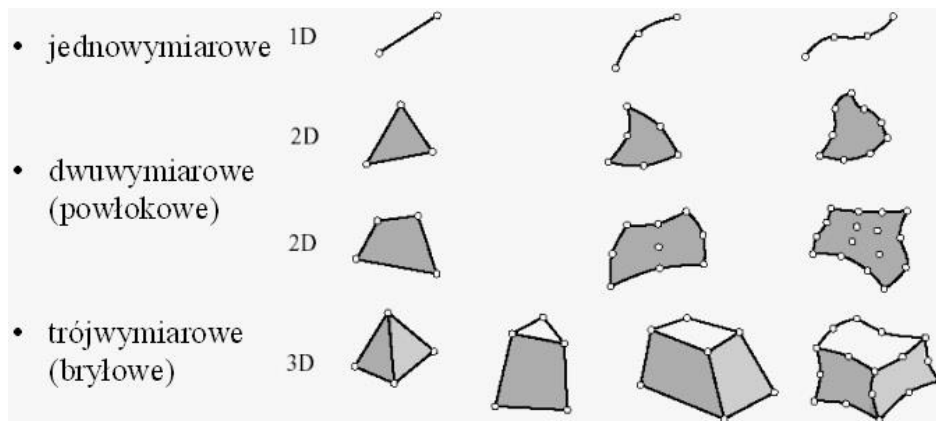
### 5.1. Metoda elementów skończonych (MES)

Metoda elementów skończonych zwana niekiedy również metodą elementu skończonego (MES, ang. FEM, finite-element method). Metodę tę zaczęto stosować pod koniec lat 50, XX wieku. Od tamtej chwili jest ona nieustannie rozwijana i doskonalona, a dzięki rozwojowi technologii komputerowych pozwala na przeprowadzanie bardzo dokładnych i złożonych obliczeń. Metoda ta wykorzystywana jest w dzisiejszych czasach jako jedno z podstawowych narzędzi inżynierskich stosowanych podczas analizy konstrukcji oraz innych dziedzinach nauki. Należy ona do zaawansowanych metod pozwalających na numeryczne rozwiązywanie układów równań różniczkowych. Zasada jej działania polega na podziale analizowanego elementu lub konstrukcji na skończoną ilość elementów dyskretnych. Proces ten określany jest jako dyskretyzacja [Rys. 5.1]. Samo rozwiązanie polega na przeprowadzaniu obliczeń tylko dla węzłów tego podziału.



Rys 5.1. Schemat przedstawiający przebieg dyskretyzacji elementu ciągłego

Za pomocą metody można obliczać szereg różnych aspektów takich jak np. wytrzymałość konstrukcji, symulacje odkształceń, naprężeń, przemieszczeń, przepływów ciepła, przepływu cieczy itp. Metodą można badać elementy przestrzeni dwuwymiarowej jak i trójwymiarowej. Różnica polega na innym kształcie elementów którymi dyskretyzowany jest badany obiekt [Rys 5.2].



Rys 5.2. Przykłady podstawowego podziału elementów skończonych w zależności od typu badanego elementu

Należy jednak mieć na uwadze że jeśli badany model posiada symetrie kształtu, wówczas można obliczać tylko jego część. Stosuje się to w celu uzyskania wyników w sposób szybszy, a zarazem mniej obciążający zasoby obliczeniowe komputera.

Programy komputerowe które pozwalają dziś na analizę MES zaprojektowane są w sposób ułatwiający pracę, pozwalający intuicyjnie wykonywać obliczenia i interpretować ich rezultaty. Każdy z takich programów jednak posiada co najmniej trzy podstawowe moduły:

- 1) preprocesor - jest on pierwszym modułem, ma za zadanie przygotować model do obliczeń, poprzez określenie geometrii, dyskretyzację modelu przy wykorzystaniu odpowiednich elementów skończonych i określenie warunków brzegowych.
- 2) procesor - jest on głównym modułem obliczeniowym, odpowiada za poprawne rozwiązanie układu równań różniczkowych poprzez zastosowanie konkretnych funkcji wykonywanych każdorazowo dla węzłów podziału dyskretnego.
- 3) postprocesor - jest ostatnim wyjściowym modułem, obrazującym graficznie otrzymane wyniki w sposób jasny i zrozumiały, ułatwia interpretację uzyskanych danych na temat stanu np. odkształceń i naprężeń danej konstrukcji.

Do podstawowych zalet metody MES należy bez wątpienia możliwość symulowania złożonych zagadnień fizycznych działających na równie złożone konstrukcje

(pod względem geometrycznym). Pozwala to na przeprowadzenie wstępnych badań bez konieczności budowania prototypowego modelu i wykonywania konwencjonalnych badań analitycznych. Skutkiem tego są ogromne oszczędności finansowe i czasowe we wczesnej fazie projektowania.

Do wad należy brak możliwości przeprowadzania symulacji w czasie rzeczywistym. Wynika to właśnie z możliwości symulacji skomplikowanych zagadnień. Niekiedy takie obliczenia mogą trwać nawet kilka dni, a czas symulacji uzależniony jest od mocy obliczeniowej jaką dysponuje komputer zajmujący się analizą.

## **5.2. SolidWorks**

SolidWorks należy do programów komputerowych typu CAD. Oprogramowanie takie jest wykorzystywane na całym świecie w celach inżynierskich. Powstał on w 1993 roku, a jego autorem był Jon Hirschtick. Jednak zadebiutował na rynku dopiero w roku 95. Szybko został zauważony i doceniony przez duże koncerny zajmujące się tworzeniem oprogramowania inżynierskiego.

Dziś program wydawany jest przez firmę SolidWorks Corporation , należąca do firmy Dassault Systemes S. A. Program przeznaczony jest do projektowania, symulowania, i optymalizowania wykonywanych elementów bądź konstrukcji. Przystosowany jest do pracy zarówno z pojedynczymi elementami, jak również z skomplikowanymi złoženiami (których liczba może wahać się od kilku, kilkudziesięciu lub nawet kilkunastu tysięcy części). Umożliwia on również prace w zespole nad bardziej skomplikowanymi konstrukcjami.

Pozwala on na tworzenie dowolnych geometrii elementów, składanie skomplikowanych złożeń, jak i na zaawansowane modelowanie powierzchniowe.

Program SolidWorks posiada możliwość wykorzystywania dodatkowych modułów takich jak moduł obliczeniowy : SolidWorks Simulation.

Oprogramowanie podstawowe pozwala na tworzenie dowolnych geometrii elementów zarówno 2D jak i 3D, składanie skomplikowanych złożeń, jak i na

zaawansowane modelowanie powierzchniowe. Umożliwia dodatkowo projektowanie konstrukcji spawanych i blachowych.

Pliki jakie używane są przez program to odpowiednio :

.SLDPRT –dla części ; .SLDASM – dla złożeń; .SLDRW – dla widoków.

Pozwala on również na tworzenie pełnej dokumentacji rysunkowej dla stworzonych elementów bądź złożeń.

Moduł obliczeniowy SolidWorks wymaga zainstalowania podstawowego oprogramowania. Jego możliwości są bardzo duże i pozwalają na przeprowadzanie analiz statycznych, dynamicznych, dotyczących zarówno pojedynczych elementów jak i złożeń , analizę termiczną, częstotliwościową, wytrzymałość zmęczeniową, wytrzymałość na upadek z wysokości. Moduł posiada również bardzo przydatną funkcję która pozwala prześledzić geometrie badanego elementu pod względem jego optymalizacji. Pozwala to na otrzymanie najlepszych możliwych wymiarów dla zastosowanych materiałów.

Na tle konkurencyjnych programów największymi jego zaletami jest duża intuicyjność interfejsu, zintegrowane bogate biblioteki elementów, ogromnie możliwości projektowe, dobra integracja z programami typu CAM.

Do nielicznych wad programu zaliczyć można duże wymagania odnośnie używanego sprzętu. Z uwagi na duże możliwości jakie daje program i jego moduły do poprawnego działania niezbędny jest wysokiej jakości sprzęt komputerowy pozwalający na komfortowe poruszanie się w przestrzeni modelowanych elementów, ich modyfikacje i przeprowadzanie analiz.

## 6. Model i symulacja

### 6.1. Opis modelu

Model użyty do symulacji bazuje na współczesnych modelach protez produkowanych np. przez firmy takie jak Ottobock czy Freedom Innovations [9, 13]. Jest to model uproszczony protezy wykorzystywanej w przypadku wyluszczenia w stawie kolanowym. Charakteryzuje się zaawansowaną geometrią stopy, która jest dzielona zarówno na część tylną i przednią, jak również posiada niezależny podział strony lewej i prawej. Taka geometria w połączeniu z tworzywem jakim jest włókno węglowe pozwala na lepsze oddanie anatomii i naturalnego zachowania się stopy podczas ruchu. Model [Rys.6.1 – 6.3] jest zmodyfikowaną wersją modelu udostępnionego w bazie danych [10].



Rys 6.1. Model protezy widok ogólny



Rys 6.2. Model protezy widok boczny



Rys 6.3. Model protezy widok przedni

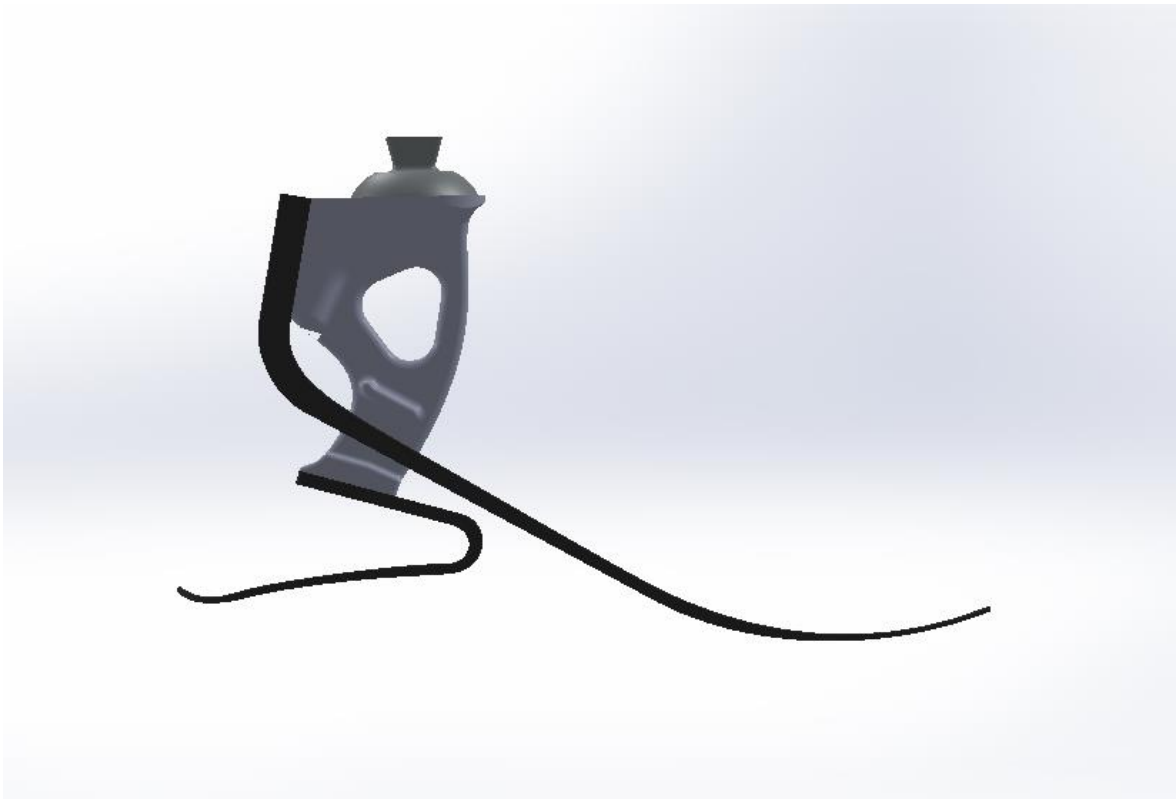
## 6.2. Opis symulacji

Do symulacji z uwagi na zaawansowaną geometrię i przebieg samej analizy użyte zostały jedynie komponenty wchodzące w skład stopy. Element ten przenosi bowiem największe obciążenia i jest odpowiedzialny w głównym stopniu za zachowanie się całej konstrukcji [Rys 6.4-6.6].



Rys 6.4. Model poddany analizie (stopa) widok ogólny





Rys 6.5. Model poddany analizie (stopa) widok boczny



Rys 6.6. Model poddany analizie (stopa) widok przedni

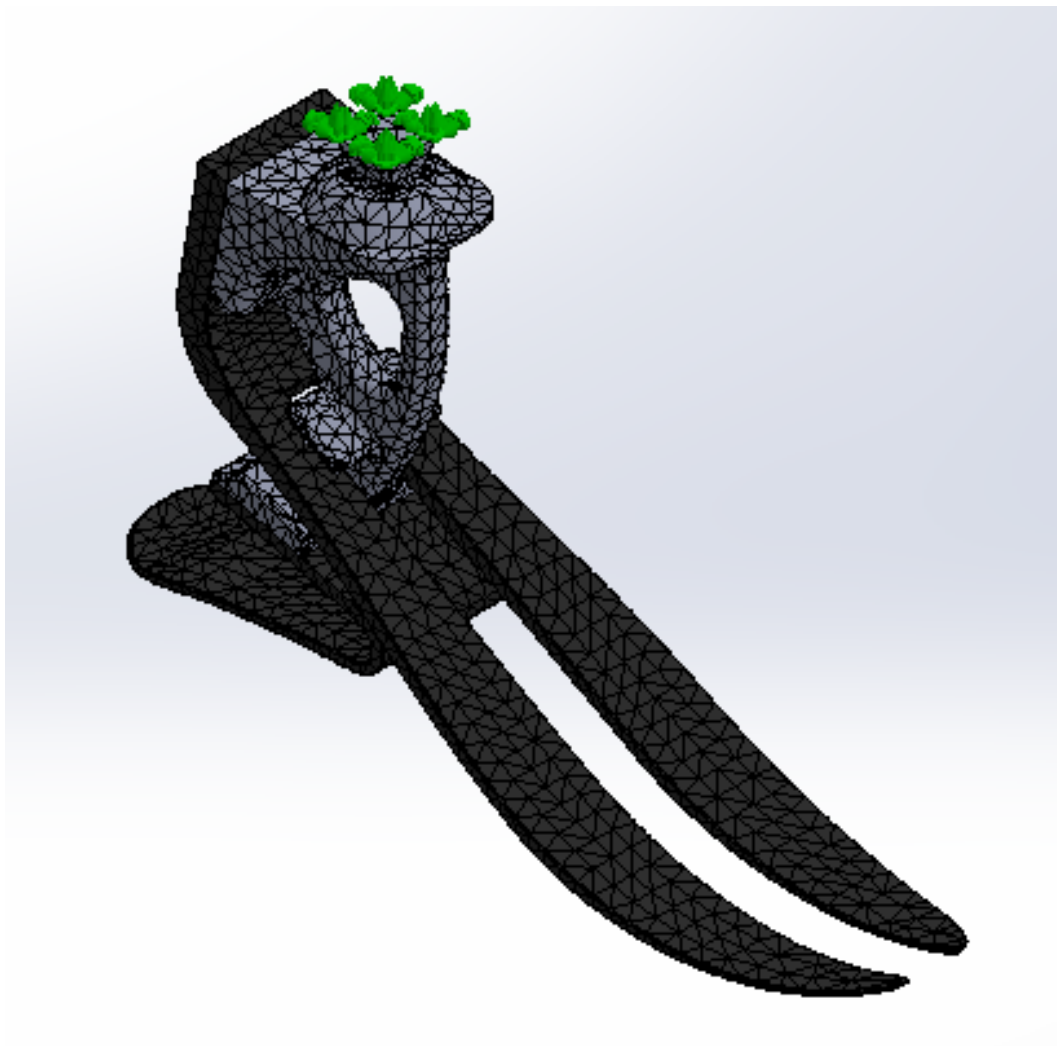
### 6.2.1. Symulacja naprężeń i odkształceń podczas chodu.

Do Symulacji niezbędne było utworzenie siatki [Rys. 6.7] dla wszystkich elementów wchodzących w skład stopy protezowej (typ siatki : bryłowa, liczba elementów 15925, liczba węzłów 28023). Na model stopy protezowej składają się pieta i podeszwa które przytwierdzone są do szkieletu konstrukcji którym jest element zastępujący kostkę. Elementy zostały z sobą powiązane przez kontakt globalny odpowiadający wiązaniom występującym w tym modelu.



Rys 6.7. Widok utworzonej siatki dla analizowanego modelu

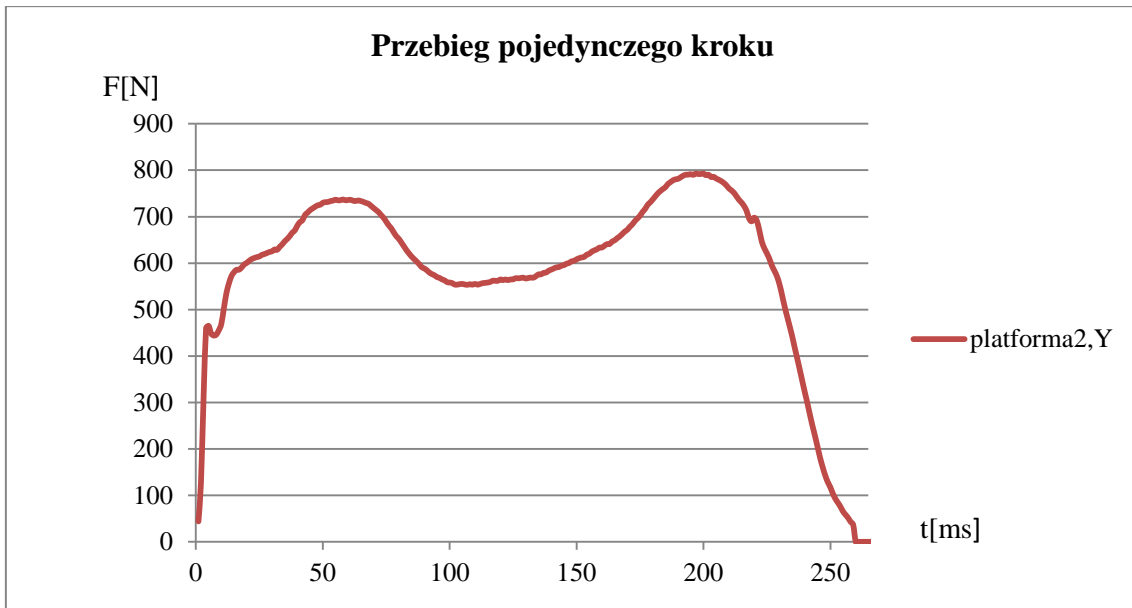
Jako utwierdzenie poprzez nieruchoma geometrie wybrany został wpust do którego montowany jest adapter w dalszej części protezy tworząc z nim w tym miejscu sztywne połączenie [Rys. 6.8].



Rys 6.8. Przedstawienie umocowań

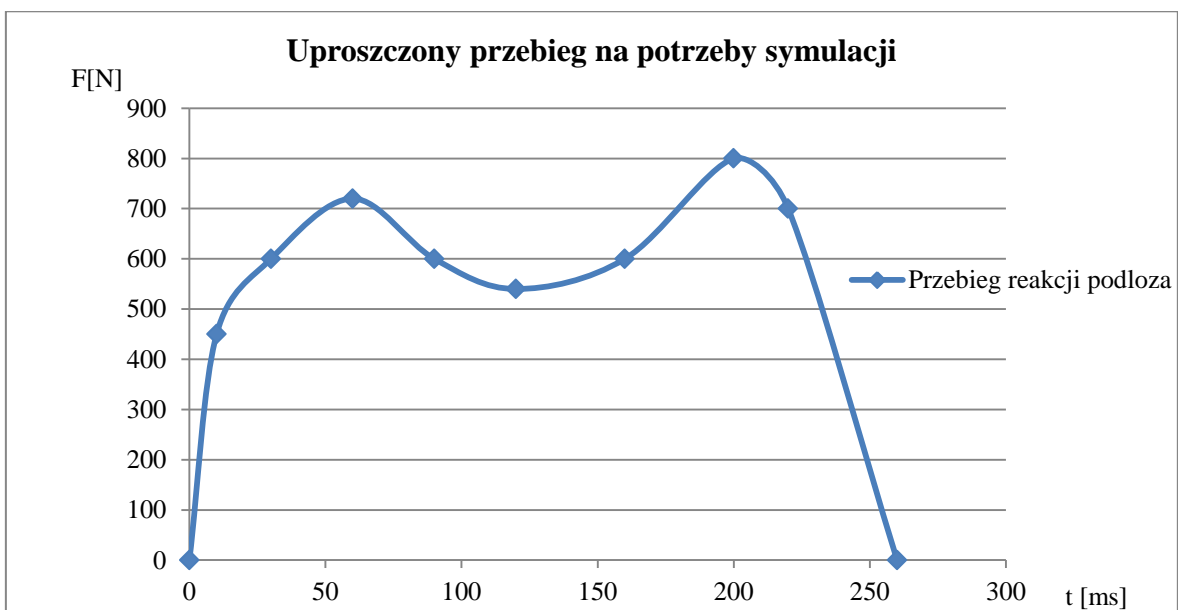
Kolejnym etapem było zasymulowanie sił działających na badany element.

Przyjęte wartości obciążeń działających na model zostały wzorowane na realnym przebiegu reakcji zarejestrowanych dzięki systemowi BTS. Jak widać ich wartości są płynnie zmienne w czasie [Rys. 6.9], a całość trwa około 2.6 s.



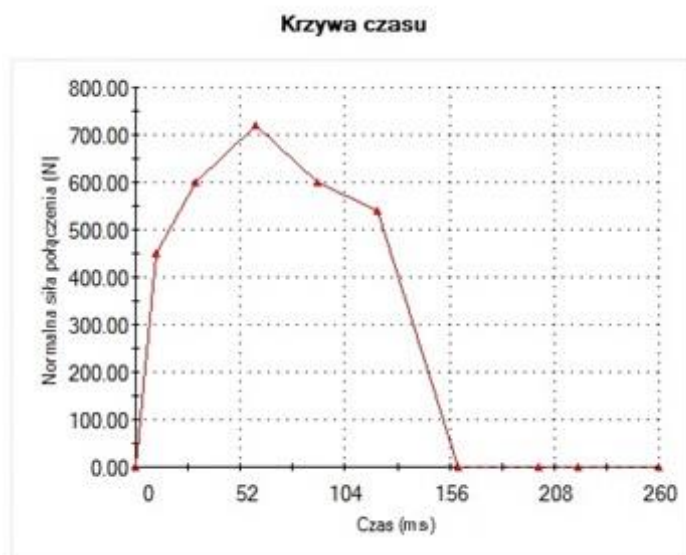
Rys 6.9. Przebieg reakcji podłoża dla pojedynczego kroku

System ten rejestruje setki pomiarów na sekundę, co przekłada się na otrzymanie kilku tysięcy punktów pomiarowych. Na potrzeby symulacji przebieg został uproszczony do 10 charakterystycznych punktów oddających w sposób zadowalający jego tok [Rys. 6.10].



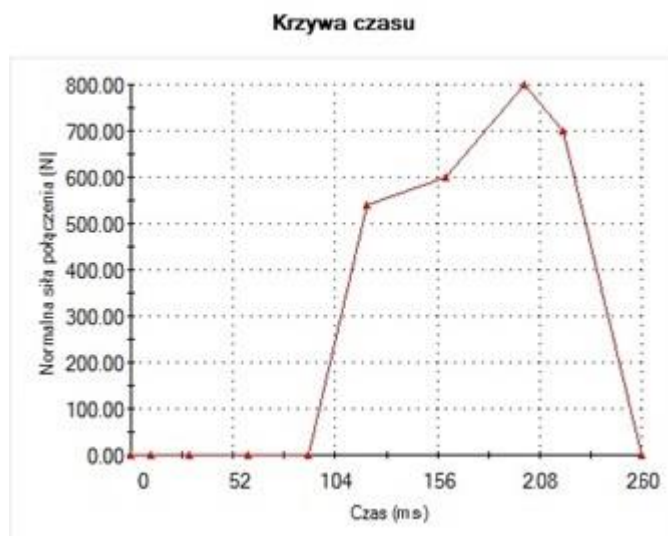
Rys 6.10. Uproszczony przebieg powstały na potrzeby symulacji

Wartość obciążenia musiała zostać rozbita na dwie osobne fazy. Pierwsza działająca na tylna część stopy protezowej [Rys. 6.11]. W jej skład wchodzi 6 początkowych punktów (jeden wspólny z faza druga).



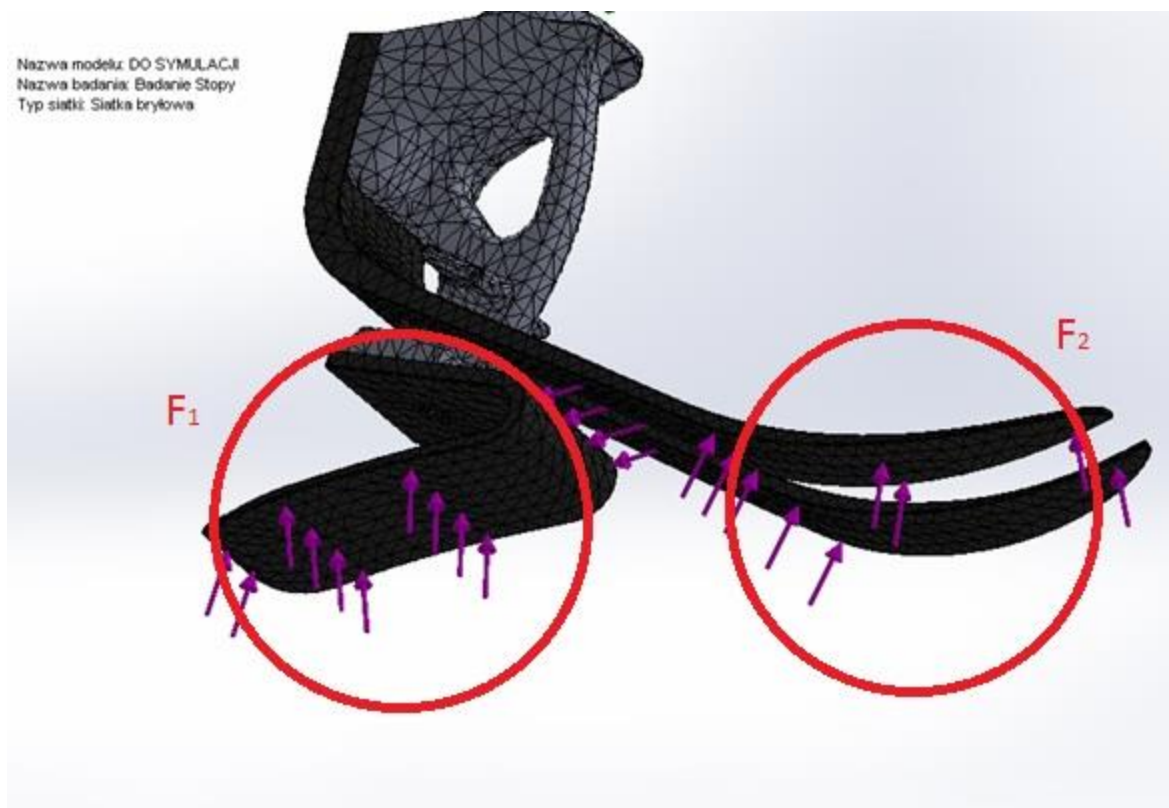
Rys 6.11. Rozkład obciążeń działających na tylna część protezy

Druga z faz obciążenia [Rys. 6.12] działa na przednia część stopy protezowej zawiera ona 6 końcowych punktów uproszczonego przebiegu (jak wyżej jeden punkt wspólny z faza poprzednia).



Rys 6.12. Rozkład obciążeń działających na przednia część protezy

Miejsca przyłożenia pierwszej i drugiej fazy obciążenia widoczne są poniżej na [Rys. 6.13].



Rys 6.13. Rozmieszczenie obciążeń

Przebieg symulacji odbył się dla wyżej wymienionych parametrów utwierdzeń, połączeń i obciążeń.

Zdefiniowane materiały użyte w symulacji to włókno węglowe dla części sprężystych protezy (odpowiadających pięcie i stopie) i wysokiej jakości stali nierdzewnej 316-L stanowiącej główny szkielet (odpowiadający kostce) [Tab. 6.1, 6.2].

Wytrzymałość na rozciąganie [Rm]	2,5 GPa
Moduł Younga [E]	242 GPa
Gęstość [ $\rho$ ]	1,81 g/cm <sup>3</sup>
Współczynnik Poissona	0.394

Tab. 6.1. Zestawienie właściwości dla włókna węglowego

Wytrzymałość na rozciąganie [Rm]	680 MPa
Moduł Younga [E]	200 MPa
Gęstość [ $\rho$ ]	8,027 g/cm <sup>3</sup>
Współczynnik Poissona	0.265

Tab. 6.2. Zestawienie właściwości dla stali 316 L

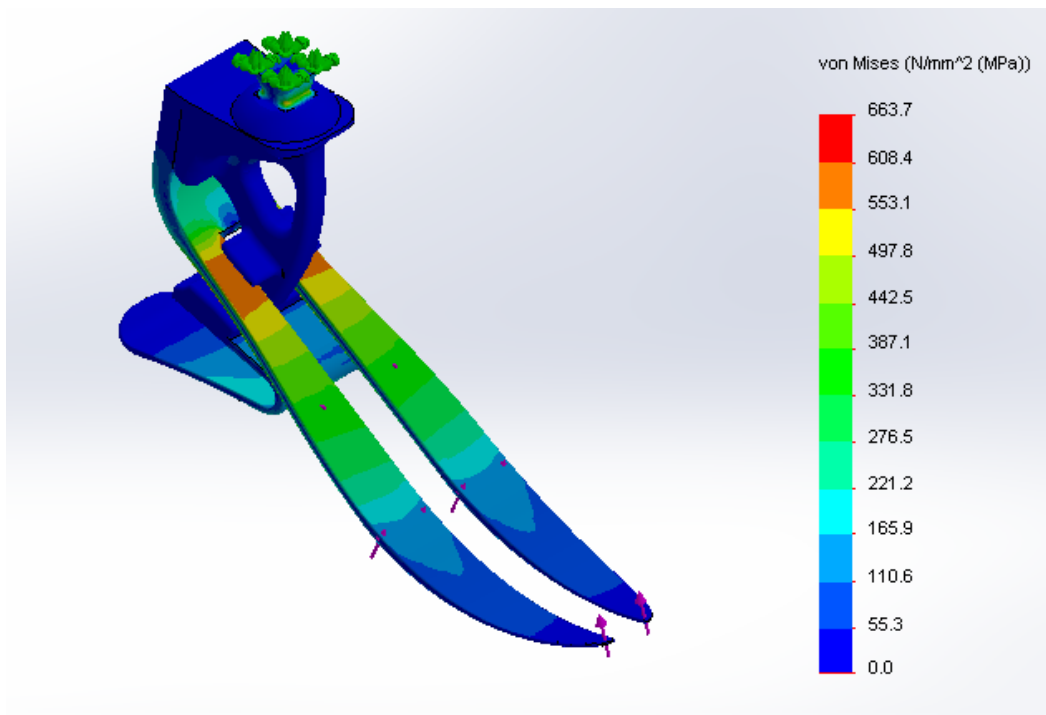
Parametry czasowe symulacji z jakimi została ona przeprowadzana to odpowiednio

- czas symulacji od 0 do 2,6 s

- krok przyrostu czasu 0.1 s

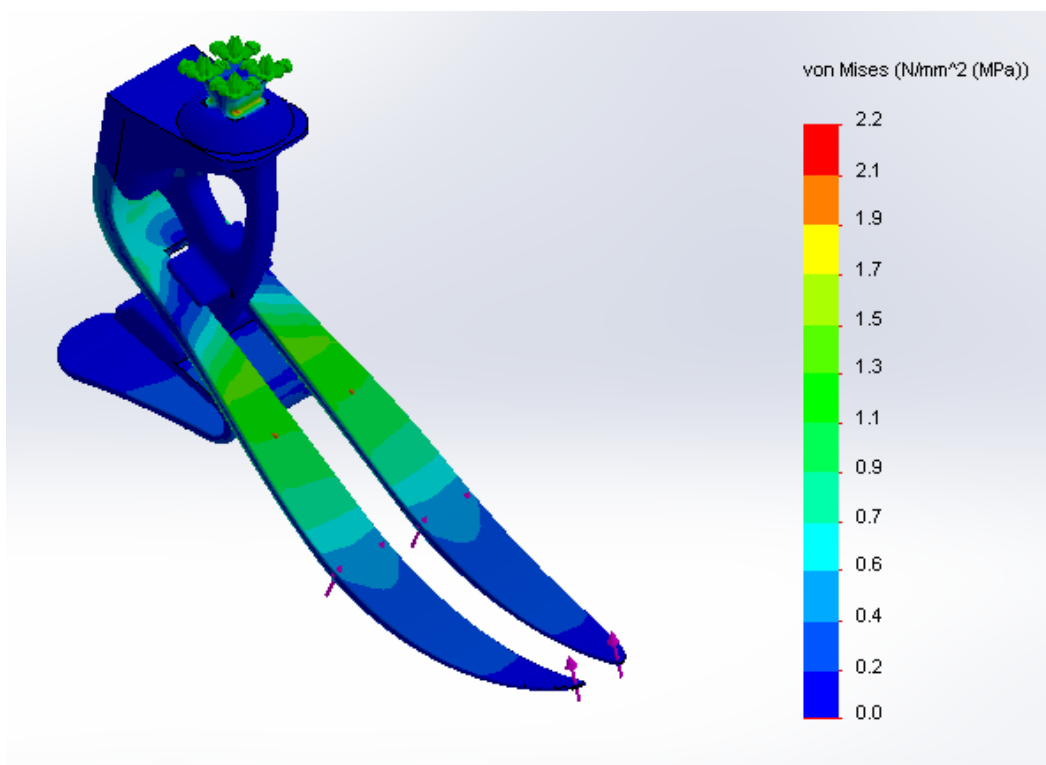
Liczba badanych częstotliwości drgań własnych ustalona została na 5 (dla każdego kroku). Solver w każdym kolejnym kroku będzie dodatkowo sprawdzał czy zmiana obciążeń nie wpłynęła na wystąpienie żadnej z pięciu pierwszych postaci drgań własnych.

Największe naprężenia zarejestrowane podczas całego przebiegu symulacji wynoszą około 660 MPa. Moment w którym występują przypada na około 2 sekundę symulacji [Rys. 6.14]. Miejsce w którym nastąpiło spiętrzenie naprężeń znajduje się blisko pierwszego zakrzywienia części ze włókna węglowego (odpowiadającemu stopie), nieopodal miejsca łączenia części z szkieletem konstrukcji. Powstałe naprężenia mieszczą się w bezpiecznym zakresie i posiadają duży współczynnik bezpieczeństwa (granica wytrzymałości na rozciąganie to ok. 2500 MPa). Należy mieć jednak na uwadze że symulacja zakłada spokojny chód. W przypadku np. biegu bądź skoku naprężenia mogłyby przyjmować o wiele większe wartości.



Rys 6.14. Przedstawienie rozkładu naprężeni w chwili 2 s (maksimum)

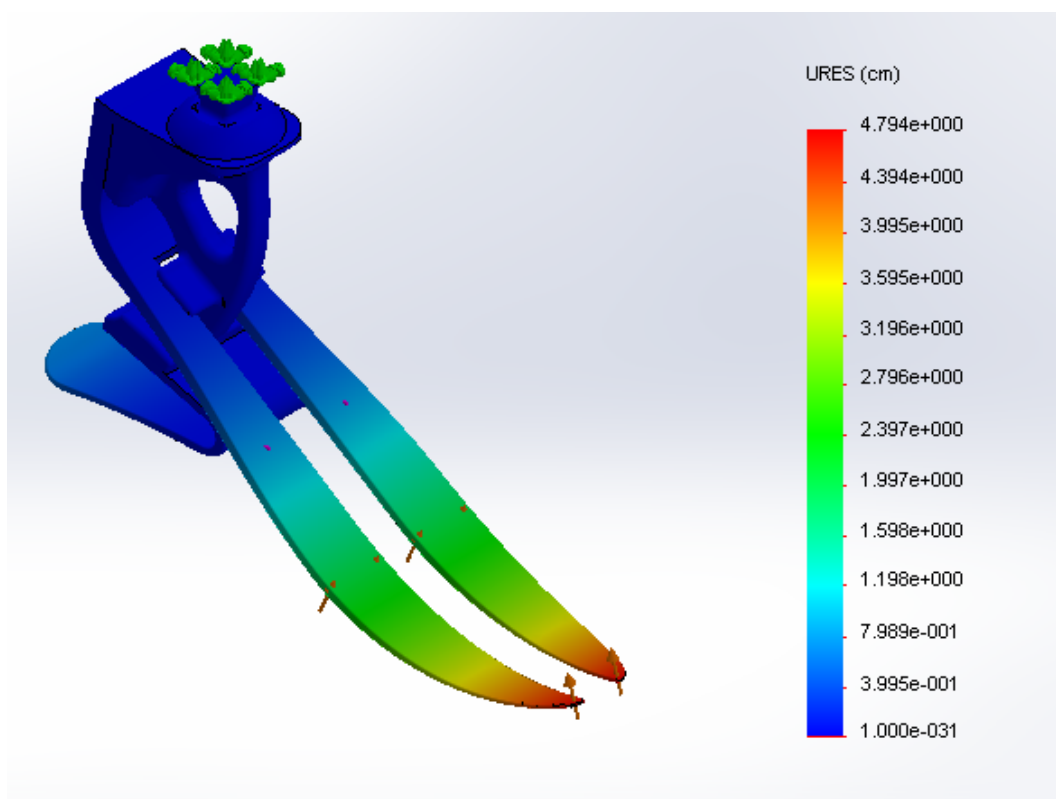
Z kolei najmniejsze naprężenia następują po wykonaniu całego cyklu w chwili w której końcówka elementu protezy miałaby już stracić kontakt z podłożem i wynoszą zaledwie 2.2 MPa [Rys. 6.15].



Rys 6.15. Przedstawienie rozkładu naprężeni w chwili 2,6 s (minimum)



Analiza maksymalnych przemieszczeń dała rezultat około 4,7 cm dla początku protezy, jak zauważyć można wartości przemieszczeń szybko maleją wraz z oddaleniem od tego miejsca [Rys. 6.16].

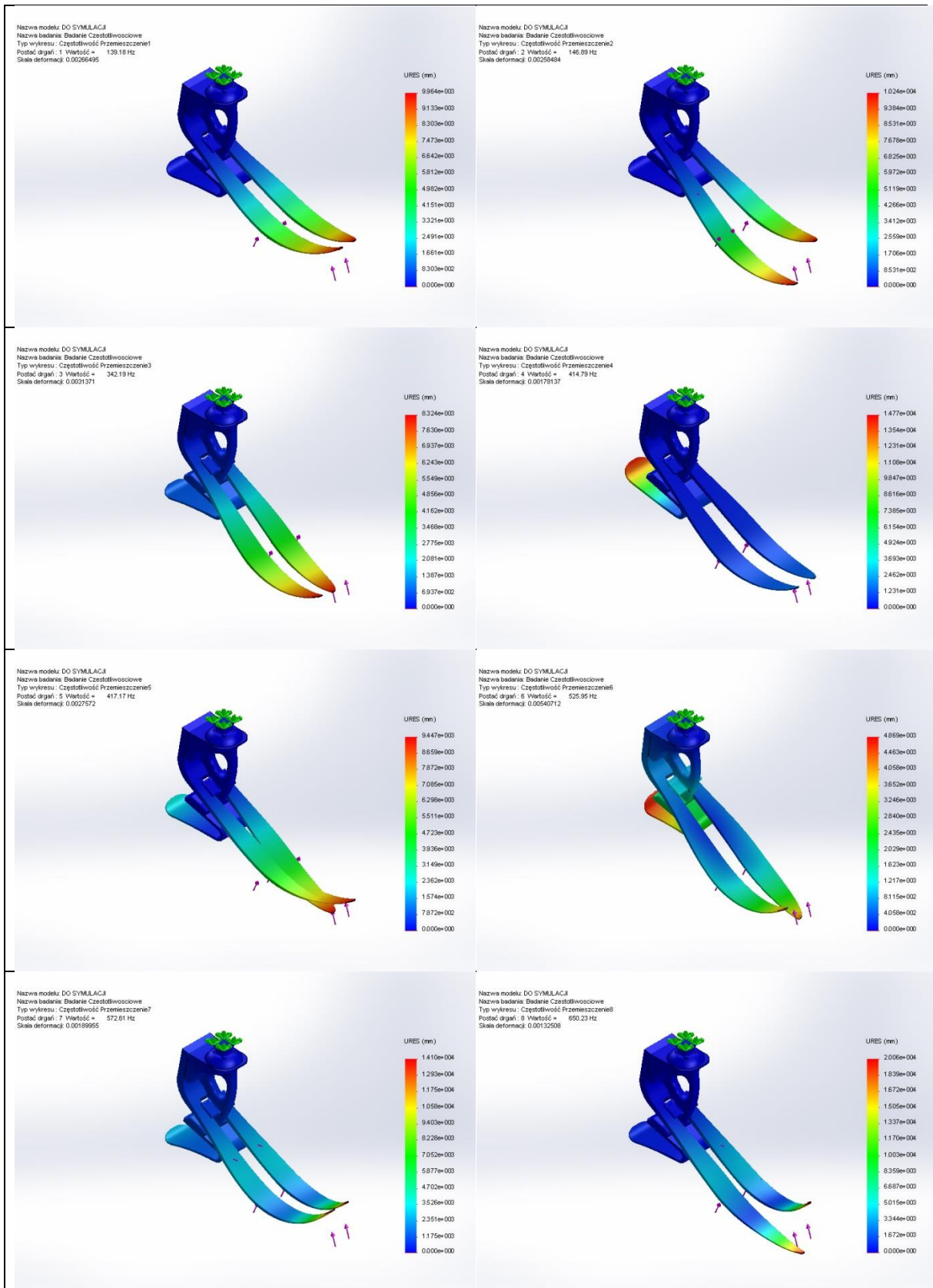


Rys 6.16. Przedstawienie rozkładu przemieszczeń

Taki rozkład i wartość ugięcia odpowiada naturalnemu zachowaniu się stopy w końcowej fazie podporowej kroku (odbicie). Ugięta kończyna bądź proteza akumuluje w ten sposób energię pozwalającą płynnie oderwać ją od powierzchni i umożliwić przejście do kolejnej z faz kroku.

### 6.2.2 Symulacja częstotliwościowa.

Analiza częstotliwościowa odbyła się dla tych samych warunków utwierdzenia modelu. Siła działała równomiernie na dolną powierzchnię stopy. Częstotliwość analizy zwiększana była o 0,01 Hz co jeden krok aż do znalezienia ośmiu postaci drgań własnych.



Rys. 6.17. Przedstawienie ośmiu pierwszych postaci drgań własnych

Nr. częstotliwości własnej	Częstotliwość własna [Hz]
1	139,18
2	146,89
3	342,19
4	414,79
5	417,17
6	525,95
7	572,61
8	650,23

Tab. 6.3. Tabela wartości częstotliwości własnych

Badanie częstotliwościowe pozwoliło na wyznaczenie częstotliwości rezonansowych elementu. Analiza zakładała znalezienie pierwszych ośmiu wartości harmoniczných.[Tab. 6.3] Teoretyczne wartości występujących przemieszczeń znacząco przekraczają wymiary samego elementu. Maja one za zadanie ukazać jedynie skalę deformacji, uświadamiając o trwałym uszkodzeniu analizowanego modelu. Pierwsza harmoniczna pojawia się przy częstotliwości blisko 140 Hz. [Rys. 6.17] obrazuje, że oddziaływanie pierwszych trzech częstotliwości rezonansowych następuje głównie w przedniej części stopy protezowej. Dopiero czwarta postać drgań oddziałuje bezpośrednio na tylną część modelu. Pozostałe harmoniczne wywołują przemieszczenia w całej konstrukcji. Szósta angażuje najwięcej powierzchni modelu choć jej wypadkowe wartości przemieszczeń są teoretycznie najmniejsze. [Rys. 6.17] Kolejne postaci deformacji są tożsame z wcześniej występującymi (zginanie, skręcanie), maja ten sam charakter, lecz są ich kolejnym stopniem.

## 7. Podsumowanie i wnioski

Przeprowadzona symulacja pozwala na ocenę przybliżonych właściwości mechanicznych protezy nogi. Analiza ogranicza się do najistotniejszego elementu protezy jakim jest stopa. Element ten składa się z trzech głównych części, wykonanych zarówno z włókien węglowych jak i stali nierdzewnej. Ocena właściwości została przeprowadzona poprzez symulacje w środowisku SolidWorks 2012, wykorzystując metodę elementów skończonych.

Do zamodelowania stanu obciążenia wykorzystane zostały dane pochodzące z realnie przeprowadzonego pomiaru reakcji podłoża. Zastosowane obciążenie ma zmienną wartość i punkt przyłożenia (w czasie). Analiza ma więc charakter dynamiczny, symulujący pojedynczy krok. Otrzymane wyniki mają spodziewany przebieg i wartości oraz w sposób zadowalający odzwierciedlają rzeczywiste zachowanie się protezy.

Należy mieć jednak na uwadze że analiza może być obarczona błędem wynikającym z uproszczonej geometrii protezy jak i przybliżeniom związanym z przebiegiem obciążenia. Symulacje takie mają charakter pogładowy jednak wykorzystywane są na całym świecie we wczesnej fazie projektowania. Pozwalają one na zaprojektowanie bardziej zaawansowanych i indywidualnie dołosowanych protez, co przekłada się bezpośrednio na takie aspekty jak komfort psychiczny, fizyczny i bezpieczeństwo pacjenta. Daje również możliwość wybrania odpowiednich materiałów dla protezy.

## **Streszczenie**

Celem pracy było zamodelowanie i przeanalizowanie właściwości mechanicznych protezy nogi. Symulacja miała za zadanie odzwierciedlić dynamiczne warunki panujące podczas codziennego użytkowania sztucznej kończyny. Praca zawiera wprowadzenie teoretyczne obejmujące opis budowy dzisiejszych protez oraz stosowanych materiałów do ich produkcji. Przybliża również aspekty związane z opisem chodu jak i zawiera opis zjawisk fizycznych związanych z wytrzymałością materiałów.

## **Abstract**

The aim of this work was to model and analyze the mechanical properties of a prosthetic leg. The simulation was designed to reflect the dynamic conditions during everyday use of the artificial lower limb. The work contains a theoretical introduction, including a description of the construction of today's prostheses and materials used to produce them. Brings closer also aspects of describe the gait and includes a specification of physical phenomena connection`s to the strength of materials.

## Literatura

- [1] Będziński R., Biomechanika inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [2] Bodnar A., Wytrzymałość Materiałów, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 2004.
- [3] Gabryszewski Z., Teoria sprężystości i plastyczności, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2001.
- [4] Jurczyk M., Jakubowicz J., Bionanomateriały, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2008.
- [5] Nader M, Nader H.G., Kompendium Protez, Protezy kończyny dolnej Wyd. NE: Nader, Max – Berlin : Schiele und Schon , 1993.
- [6] Nowotny J., Podstawy Fizjoterapii TOM 1, Wydawnictwo KASPER, Krakow 2004.
- [7] Zielnica J., Wytrzymałość materiałów, Wyd. Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001.
- [8] Zienkiewicz O.C., Metoda elementów skończonych, Wydawnictwo ARKADY Warszawa 1972.
- Źródła internetowe (dostępność styczeń 2014r.) :
- [9] <http://www.freedom-innovations.com/>
- [10] <https://grabcad.com>
- [11] <http://www.kkiem.agh.edu.pl/dydakt/fem/elem.htm>
- [12] <http://www.knse.pl/publikacje/65.pdf>
- [13] [http:// www.ottobock.pl](http://www.ottobock.pl)
- [14] <http://www.protezykonczyn.com.pl/index.html>
- [15] <http://www.samwells.com/>