



Politechnika Poznańska  
Wydział Inżynierii Mechanicznej

PRACA DYPLOMOWA INŻYNIERSKA

Modelowanie i analiza właściwości  
mechanicznych protezy stopy

Ada Nowakowska

Promotor:  
dr hab. Tomasz Stręk, prof. PP

Poznań, 2020

## Spis treści

1. Wstęp.....	2
2. Cel i zakres pracy .....	3
3. Przyczyny stosowania protez .....	4
4. Anatomia kończyny dolnej.....	5
4.1. Anatomia stawu skokowego i stopy .....	7
5. Cykl chodu .....	9
5.1. Determinanty chodu .....	12
5.2. Chód po amputacjach .....	13
6. Protezy kończyny dolnej .....	14
6.1. Lej protezowy.....	15
6.2. Stosowane materiały .....	16
6.3. Stopy protezowe .....	16
6.3.1. Stopa SACH .....	17
6.3.2. Stopa Jaipur .....	18
6.3.3. Stopy protezowe ESAR.....	19
7. Równania mechaniki ciała stałego .....	20
7.1. Równanie Naviera .....	24
7.2. Częstości własne .....	24
8. Badania numeryczne konstrukcji protezy- materiały i metody.....	28
8.1. Stopa Niagara .....	28
8.2. Metoda elementów skończonych .....	29
9. Wyniki symulacji deformacji i naprężeń .....	38
10. Wyniki symulacji częstości własnych.....	51
11. Wnioski i podsumowanie .....	55
Bibliografia.....	59

## 1. Wstęp

Szacuje się, że ok. 15 % ludności żyje z niepełnosprawnością. Na całym świecie wzrasta liczba przewlekłych schorzeń, takich jak cukrzyca, choroby układu krążenia i zaburzenia psychiczne. Na wzorce niepełnosprawności w danym kraju wpływa wiele czynników takich jak dostęp do opieki zdrowotnej, dieta, wypadki drogowe, klęski żywiołowe i konflikty zbrojne [1].

Od 35 do 40 mln ludzi na świecie wymaga stosowania protez, stabilizatorów i leczenia rehabilitacyjnego. Zapotrzebowanie w krajach rozwijających się na przystępne cenowo protezy jest bardzo wysokie. Jednak większość systemów protetycznych nie jest funkcjonalna, tania i dostępna. Brak możliwości chodzenia ma ogromny wpływ na aspekty fizyczne, psychologiczne, ekonomiczne i społeczne. Bez dostępu do protetyki wiele osób jest wykluczonych społecznie. Placówki oferujące protezy znajdują się zazwyczaj w stolicach lub innych dużych miastach, z czego wynika, że tylko 5-15% potrzebujących ma dostęp do tego rodzaju usług [2].

Amputacja kończyn dolnych ma ogromne konsekwencje dla jakości życia i niezależności pacjenta. Występują znaczące zmiany parametrów biomechanicznych i fizjologicznych chodu, takie jak prędkość chodzenia, aktywność mięśni, symetria chodu i wydatek energetyczny. Protezy kończyn dolnych są zatem projektowane w taki sposób, aby przywrócić funkcjonalność biomechaniczną przy jednoczesnym zminimalizowaniu działań niepożądanych, takich jak asymetria chodu.

Protezy kończyn dolnych stosowane w krajach rozwiniętych znacznie wyprzedzają technologię w krajach rozwijających się, gdzie panuje ograniczony dostęp do niezawodnych rozwiązań protetycznych. Również wymagania stawiane protezom są różne. Wynikają one z odmiennych stylów życia i warunków pracy. Protezy kończyn dolnych dostępne w krajach rozwijających się często nie spełniają międzynarodowych standardów i nie są dostosowane do potrzeb pacjenta [3].

## 2. Cel i zakres pracy

Celem pracy było przedstawienie dostępnych stóp protezowych stosowanych w krajach rozwijających się. Następnie za pomocą programu Autodesk Fusion 360 przeprowadzono analizę właściwości mechanicznych jednej z nich.

W części teoretycznej skupiono się na anatomii i biomechanice kończyny dolnej, w szczególności na stawie skokowym i stopie. Omówiono również cykl chodu i determinanty chodu. Następnie pokrótce przedstawiono stosowane stopy protezowe w krajach rozwijających się, inne elementy składające się na budowę protezy kończyny dolnej oraz materiały z których są one zbudowane. Dalej przybliżono zagadnienia związane z wytrzymałością materiałów.

W części praktycznej przeprowadzono analizę właściwości mechanicznych stopy Niagara. Stopa została zaprojektowana dla osób prowadzących aktywny tryb życia oraz dla tych, którzy żyją i pracują w trudnych warunkach. W pierwszym etapie wykonano model geometryczny stopy. Następnie przeprowadzono symulację, w kontekście własności mechanicznych i częstotliwości drań własnych w trzech przypadkach:

1. Analiza statyczna: podczas swobodnego stania na protezie.
2. Analiza statyczna: symulacja sił oddziałujących na piętę w momencie uderzenia o podłoże.
3. Analiza statyczna: symulacja sił oddziałujących na palce w momencie ich oderwania.

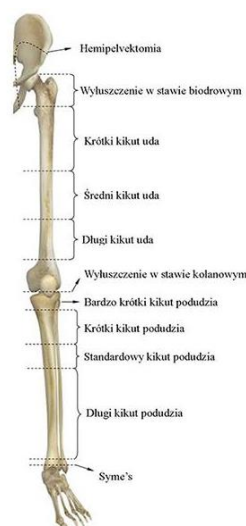
Szczegółowo opisano każdy z etapów symulacji. Ostatni rozdział zawiera analizę wyników oraz podsumowanie.

### 3. Przyczyny stosowania protez

Główną przyczyną stosowania protez zarówno kończyn górnych jak i dolnych jest skrócenie kończyny. Amputacja jest to chirurgiczne usunięcie fragmentu ciała, co skutkuje utratą struktur kostnych, mięśni i funkcji proprioceptywnej oraz wytworzeniem funkcjonalnego kikuta. Długość kikuta definiuje możliwości podporowe i siłę mięśniową. Od kwalifikacji i techniki operacyjnej zależy jakość życia pacjenta [4].

Amputacje wykonywane są z przyczyn urazowych lub w przebiegu powikłań chorób układu krążenia, mogą też być konsekwencją chorób nowotworowych kości lub być wynikiem wad wrodzonych. Najczęstszą przyczyną amputacji w Stanach Zjednoczonych są choroby naczyniowe, podczas gdy w krajach rozdartych wojną, takich jak Kambodża, Iran i Afganistan, od 80 do 85 procent osób po amputacji to osoby, które przeżyły wybuch min lądowych. Inne przyczyny amputacji to wypadki przemysłowe lub środowiskowe, ataki terrorystyczne oraz brak podstawowej opieki zdrowotnej, który często prowadzi do rozwinięcia się gangreny i infekcji, a w konsekwencji do amputacji [5].

W zależności od poziomu wyróżniamy główne rodzaje amputacji: amputacje stopy na wysokości stawu skokowego (amputacja Syme'a) lub przodostopia, podudzia (poniżej kolana), wyłuszczenie w stawie kolanowym (na wysokości stawu kolanowego), uda (powyżej kolana) oraz wyłuszczenie w stawie biodrowym (na wysokości stawu biodrowego) i inne przedstawione na rysunku 1.



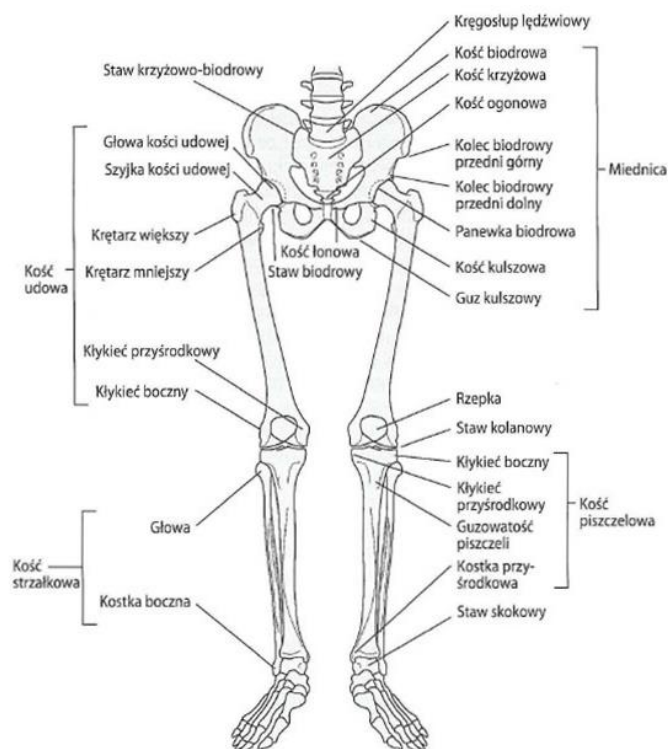
Rysunek 1 Rodzaje i poziomy amputacji kończyny dolnej [6].

## 4. Anatomia kończyny dolnej

Rozdział napisany w oparciu o pozycję [4] i [7].

Kończyna dolna podtrzymuje ciężar ciała, pomaga w utrzymaniu równowagi oraz pełni funkcję lokomocyjną. W skład kończyny dolnej wchodzi: obręcz kończyny dolnej lub obręcz miednicza, udo, podudzie, stopa (rysunek 2).

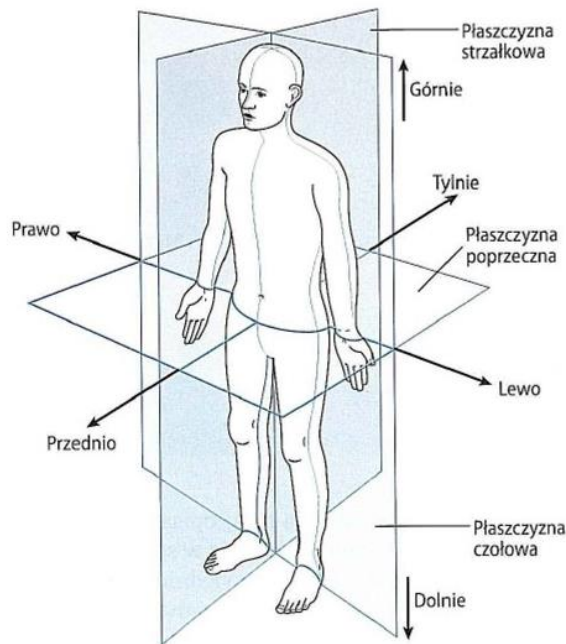
W kończynie dolnej wyróżniamy: połączenia obręczy kończyny dolnej oraz połączenia kości kończyny dolnej wolnej. W skład połączenia obręczy wchodzi staw krzyżowo-biodrowy. Natomiast w skład kości kończyny dolnej wolnej wchodzi: staw biodrowy, staw kolanowy, staw rzepkowo-udowy, staw skokowy górny, staw skokowy dolny oraz stawy stopy: stawy przedniej części stępu, stawy stępowo-śródstopne, stawy śródstopno-paliczkowe i międzypaliczkowe.



Rysunek 2 Kości i stawy kończyn dolnych [4].

Określenia anatomiczne, które opisują relacje pomiędzy poszczególnymi częściami ciała używane są w odniesieniu do tzw. pozycji anatomicznej, czyli wyprostowanej pozycji stojącej, ze swobodnie zwisającymi ramionami wzdłuż ciała i stopami ustawionymi obok

siebie. Ruch kończyn opisywany jest w odniesieniu do trzech płaszczyzn anatomicznych przedstawionych na rysunku 3.



Rysunek 3 Pozycja anatomiczna z trzema płaszczyznami i sześcioma podstawowymi kierunkami [4].

Wyróżnia się następujące ruchy:

1. Zgięcie i wyprost- ruchy zachodzące w płaszczyźnie strzałkowej.
2. Odwodzenie i przywiedzenie- ruchy zachodzące w płaszczyźnie czołowej. Człon dystalny porusza się, w zależności od kierunku, od lub do pośrodkowej linii ciała względem członu proksymalnego.
3. Rotacja wewnętrzna i zewnętrzna- ruchy zachodzące w płaszczyźnie poprzecznej.

Występują również:

4. Koślawienie (odwiedzenie) i szpotawienie (przywiedzenia), charakteryzują się ustawieniem członów tworzących staw pod kątem otwartym w kierunku od lub do linii pośrodkowej w płaszczyźnie czołowej.
5. Pronacja i supinacja stopy i stawu skokowego opisana jest jako wewnętrzna i zewnętrzna rotacja stopy wokół osi długiej kości piszczelowej.

6. Inwersja (przywiedzenie) i ewersja (odwiedzenie) stóp, czyli zwrócenie ich strony podeszwy do siebie lub oddalenie podeszwy stóp od linii środkowej w płaszczyźnie czołowej.

#### **4.1. Anatomia stawu skokowego i stopy**

*Rozdział napisany w oparciu o pozycję [4], [7], [8].*

Staw skokowy górny, zwany również stawem skokowo-goleniowym składa się z trzech części: górna, przyśrodkowa i boczna. Część górna łączy kość piszczelową i kość skokową, część przyśrodkowa kość skokową i wewnętrzną stronę kostki przyśrodkowej kości piszczelowej, natomiast część boczna znajduje się między kością skokową i wewnętrzną stroną kostki bocznej kości strzałkowej. Staw skokowy górny jest stawem zawiasowym, wykorzystującym tylko jedną płaszczyznę ruchu. Umożliwia zgięcie grzbietowe oraz podeszwowe.

Staw skokowy dolny, znajduje się pomiędzy kością skokową i kością piętową. Odpowiada za wykonywanie ruchów ewersji/ inwersji oraz koślawienia/ szpotawienia tyłostopia. Z uwagi na to, że w analizie chodu niemożliwe jest rozróżnienie ruchów wykonywanych w stawie skokowym górnym i dolnym, dlatego określa się je ogólnie ruchami kompleksu skokowego.

Staw przedniej części stępu znajduje się pomiędzy kośćmi stępu. Z uwagi na liczne więzadła okołostawowe, zakres ruchomości tego stawu jest mocno ograniczony. Stawy stępowo-śródstopne wykonują ruchu ślizgowe. Zapewniają one zwarty układ kości śródstopia, jednocześnie łącząc go mocno ze stępem. Stawy śródstopno-paliczkowe odpowiadają za ruchy odwodzenia i przywiedzenia oraz zginania i wyprost, gdzie z punktu widzenia lokomocji najważniejszym ruchem w tych stawach jest wyprost. Natomiast stawy międzypaliczkowe, są ograniczone przez własne więzadła i zachodzi w nich tylko zginania i prostowanie.





Rysunek 4 Ruchy stawu skokowego.

Stopa jest tak ukształtowana, żeby była zdolna do przenoszenia znacznych obciążeń statycznych i dynamicznych, zarówno w trakcie stania, jak i lokomocji. Największe obciążenia są skupione w trzech miejscach podparcia: w okolicy guza kości piętowej, głowy pierwszej kości śródstopia i głowy piątej kości śródstopia. Budowa układu szkieletowo-mięśniowego stopy pozwala na poruszanie się zarówno po nierównych powierzchniach o różnej twardości podłoża jak i pozwala na pokonywanie pochyłości terenu.

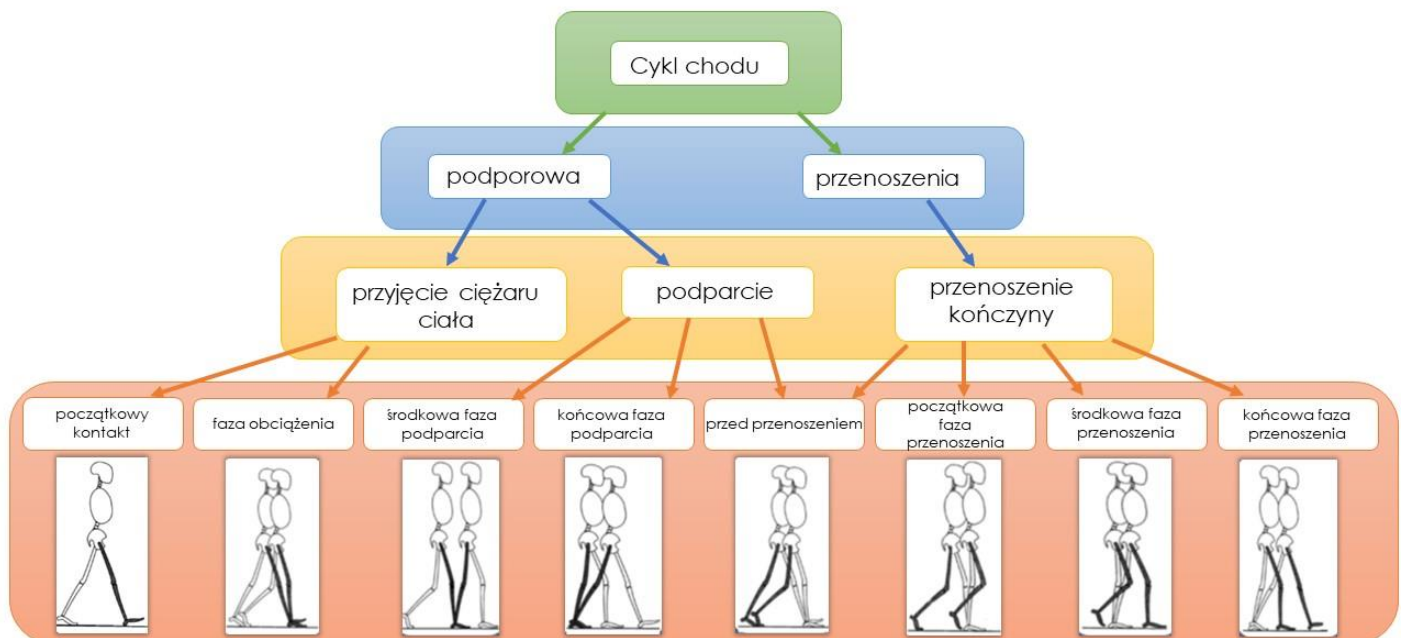
Główną funkcją stopy jest udział w poruszaniu się (funkcja podporowo-nośna i lokomocyjna). Budowa stopy człowieka jest związana z pionową postawą. Obciążenie zmienia się w zależności od stania na obu kończynach lub na jednej. W przypadku stania na obu kończynach główny nacisk skupia się na piętach i głowach pierwszej kości śródstopia. Natomiast podczas stania na jednej kończynie zostaje obciążony boczny brzeg stopy. Podczas chodu stopa tłumi około 70 % obciążenia naciskowego, a oddziaływanie mechaniczne zostaje zmniejszone dzięki połączeniu stopy z podudziem.

## 5. Cykl chodu

Rozdział w oparciu o pozycje [4], [7], [9].

W celu zrozumienia zachowania protez kończyn dolnych, należy zrozumieć cykl chodu i dynamiczne, biomechaniczne zachowanie stopy. Główną funkcją stopy jest jej udział w poruszaniu się. Zaangażowana jest ona we wszystkie formy kontaktu z podłożem (absorpcją wstrząsów, wsparcie, przyspieszenie).

Chód jako podstawowy i naturalny sposób przemieszczania się człowieka jest złożoną czynnością ruchową. Główne zadania podczas cyklu chodu to: przyjęcie ciężaru ciała, podparcie i przenoszenie kończyny. Cykl chodu obejmuje czynności i ruchy pomiędzy kontaktem pięty z podłożem, a powtórny jej zetknięciem. Waga osoby podtrzymywana jest przez jedną kończynę podczas, gdy druga porusza się do przodu, a ciężar ciała przenoszony jest pomiędzy dwiema nogami. Cykl chodu dzieli się na dwie fazy: fazę podporową i fazę przenoszenia. Faza podporowa trwa ok. 60 % całego cyklu. Rozpoczyna się w momencie bezpośredniego zetknięcia pięty z podłożem, a kończy w chwili oderwania palców od podłoża. Faza przenoszenia trwa ok. 40 % całego cyklu. Rozpoczyna się w momencie oderwania palców od podłoża, a kończy w chwili zetknięcia pięty tej samej kończyny z podłożem (rysunek 5).



Rysunek 5 Cykl chodu z podziałem na okresy, zadania oraz fazy. Na podstawie [9].

Przejęcie ciężaru jest to najbardziej wymagające zadanie w cyklu chodu. Głównym zadaniem jest amortyzacja wstrząsów, zapewnienie początkowej stabilności kończyn i podtrzymanie postępu ruchu ciała. Wyzwaniem jest nagłe przeniesienie ciężaru na kończynę, która właśnie skończyła fazę przenoszenia i ma niestabilne ułożenie. Występują tutaj dwie fazy: faza początkowego kontaktu (ang. *Initial Contact*) i faza amortyzacji (ang. *Loading Responce*).

Faza początkowego kontaktu zajmuje około 0-2% czasu cyklu chodu. Rozpoczyna się w momencie pierwszego kontaktu pięty z podłożem. Jest to punkt w którym rozpoczyna się etap obciążenia. W tej fazie staw skokowy jest w pozycji neutralnej pomiędzy zgięciem grzbietowym i podeszwowym, przygotowując się do toczenia pięty w przód (ang. *heel rocker*). Druga kończyna znajduje się w końcowej fazie podparcia (ang. *Terminal Stance*).

Faza obciążenia stanowi 0-10 % czasu cyklu chodu. Pozwala na amortyzację wstrząsów, stabilność i kontynuację przenoszenia ciężaru. Faza rozpoczyna się w momencie pierwszego kontaktu stopy z podłożem i trwa do momentu rozpoczęcia przez drugą kończynę fazy przenoszenia (ang. *Pre-Swing*). W fazie obciążenia rozpoczyna się zgięcie podeszwowe stawu skokowego. Reakcją na ciężar ciała jest ruch toczenia pięty (ang. *heel rocker*), kontrolowany przez mięsień piszczelowy przedni. Powoduje to postępowy ruch ciała w przód.

Obie fazy (faza początkowego kontaktu oraz obciążenia) tworzą początek fazy podwójnego podporu, gdzie dwie stopy, przez krótki czas, są w kontakcie z podłożem.

Następuje zakończenie fazy podwójnego podparcia. Wejście jednej kończyny w fazę przenoszenia powoduje oparcie całego ciężaru ciała na drugiej kończynie, będącej w fazie pojedynczego podporu (ang. *Single limb suport*). Trwa to do momentu, aż przenoszona kończyna ponownie zetknie się z podłożem. W tym czasie na kończynie będącej w fazie podporowej spoczywa cały ciężar ciała. Jednocześnie ruch ciała w przód jest dalej kontynuowany.

Kolejną fazą jest środkowa faza podparcia (ang. *Mid-Stance*), która zajmuje 10-30 % czasu cyklu chodu. Faza rozpoczyna się, kiedy druga kończyna odrywa się od podłoża (znajduje się w środkowej fazie przenoszenia), a kończy gdy cały ciężar ciała przeniesiony jest na przednią część stopy. W tej fazie staw kolanowy i staw skokowy znajdują się w jednej osi. Stopa całą swoją powierzchnią spoczywa na podłożu, a staw skokowy rozpoczyna wykonywać ruch „kołyskowy” (ang. *rocking*). Kość piszczelowa przetacza się przez bloczek kości

skokowej. Staw skokowy ulega zmianie ze zgięcia podszwowego na zgięcie grzbietowe, przenosząc ciężar ciała nad stopą.

Końcowa faza podparcia (ang. *Terminal Stance*) występuje przez 30-50% czasu cyklu chodu. Zadaniem tej fazy jest wyprowadzenie środka ciężkości znad płaszczyzny podporu, czyli wychylenie się poza stopę. Ciężar ciała przejęty jest przez przednią część stopy. Faza rozpoczyna się, gdy pięta stopy odrywa się od podłoża (ang. *heel-off*). Wraz z podniesieniem pięty, zostaje osiągnięty szczytowy zakres zgięcia podszwowego stawu skokowego. Środek ciężkości, zostaje przesunięty w okolice przodostopia. Palce pozostają ułożone płasko na podłożu, a w stawach śródstopno-paliczkowych zachodzi ruch wyprostu. W tym momencie występuje kontakt drugiej kończyny z podłożem, będącej w końcowej fazie przenoszenia (ang. *Terminal Swing*), co kończy fazę końcowego podparcia.

Ostatnim zadaniem cyklu chodu jest przeniesienie kończyny. Ważnym jest odpowiedni układ stawu biodrowego, który zaczyna się zginać, odpowiednie zgięcie stawu kolanowego i stawu skokowego oraz uzyskana stabilność w fazie podporu. Wejście drugiej kończyny w fazę podporową, inicjuje drugi w cyklu okres podwójnego podporu.

Faza przed przeniesieniem (ang. *Pre Swing*) jest to faza przejściowa pomiędzy podporą, a przeniesieniem. Stanowi 50-60 % czasu cyklu chodu. Faza rozpoczyna się, gdy druga stopa dotyka podłoża będąc w fazie obciążenia, a kończy się wraz z uniesieniem palców. Koniec fazy charakteryzuje się brakiem zgięcia w stawie biodrowym, 40° zgięciem w stawie kolanowym oraz 20° zgięciem w stawie skokowym. Złożony ruch zgięcia stawów biodrowego i kolanowego nazywany jest „podciągnięciem” (ang. *pull off*). Mięsień trójgłowy łydki odpowiedzialny jest za oderwanie pięty od podłoża i ustawienie stopy na palce.

Następnie odbywa się początkowa faza przenoszenia (ang. *Initial Swing*), która trwa przez 60-73% czasu cyklu chodu. Faza rozpoczyna się po uniesieniu palców i oderwaniu stopy od podłoża. Zaraz po oderwaniu palców zakres zgięcia podszwowego stawu skokowego osiąga swoje maksimum. Aktywność mięśnia trójgłowego łydki maleje. Mięsień piszczelowy przedni inicjuje zgięcie grzbietowe, aż do uzyskania 5° w momencie, gdy stopa wyprzedza kończynę w fazie podporowej.

Środkowa faza przenoszenia (ang. *Mid Swing*) stanowi 73-87 % czasu cyklu chodu. Faza rozpoczyna się, gdy noga wyprzedza kończynę podporową, a kończy w momencie,

gdy kość piszczelowa znajduje się w pozycji pionowej (tzn. zgięcie stawu biodrowego i stawu kolanowego jest sobie równe). Stopa dąży do pozycji neutralnej w stawie skokowym. W tym punkcie palce znajdują się najbliżej podłoża.

Ostatnią fazą jest końcowa faza przenoszenia (ang. *Terminal Swing*), która zajmuje 87-100% czasu cyklu chodu. Tutaj kończyna dolna spowalnia ruch do przodu, przygotowując się do pierwszego kontaktu stopy z podłożem i wejścia w fazę podporową. Faza rozpoczyna się w momencie, gdy kość piszczelowa jest w pozycji pionowej, a kończy w momencie zetknięcia się stopy z podłożem. Druga kończyna jest na początku fazy końcowego podparcia. Staw skokowy znajduje się w pozycji neutralnej. Kość piszczelowa przyjmuje ustawienie pionowe, gdy staw kolanowy wykonuje szybki ruch prostowania, prowadzący do pełnego wyprostowania przy kontakcie początkowym. Cykl zostaje zakończony z kolejnym kontaktem początkowym tej samej stopy.

## 5.1. Determinanty chodu

*Rozdział w oparciu o pozycje [4], [8].*

Jak już wspomniano, celem chodu jest przemieszczanie ciała do przodu, a zużycie energii powinno być jak najmniejsze. Zmiany energii kinetycznej i potencjalnej środka masy związane są z ruchem środka masy ciała, na którego tor wpływają ruchy poszczególnych części ciała. Opisano sześć czynników zaangażowanych w minimalizację wychyleń środka ciężkości. Nazwano je determinantami lub wyznacznikami chodu. Brak lub obniżona sprawność, któregośkolwiek z nich spowoduje wzrost wydatku energetycznego. W procesie chodu występuje superpozycja zmian tych czynników. Wyróżnia się:

1. Rotacja miednicy (wokół długiej osi ciała) - opisuje sposób w jaki miednica ulega rotacji wokół osi pionowej w trakcie chodu.
2. Skośność/ przechylenie miednicy (wokół osi strzałkowej)- opisuje ruchy prowadzące do naprzemiennego unoszenia się i opadania prawej lub lewej połowy miednicy.
3. Zgięcie w stawie kolanowym w fazie podporowej
4. Ruch w stawie kolanowym
5. Ruch stopy i w stawie skokowo-goleniowym
6. Boczne przemieszczanie miednicy

} dostosowanie efektywnej długości  
kończyny: wydłużenie na początku  
i pod koniec fazy podparcia  
i skrócenie

## 5.2. Chód po amputacjach

*Rozdział w oparciu o [4].*

Osoby po amputacji kończyn dolnych zdolne są do odtworzenia bezpiecznej i komfortowej lokomocji z użyciem protez. Jedną z najpoważniejszych różnic, między protezą, a sprawną stopą jest niezdolność protezy do generowania energii, która pomaga podczas odbicia- propulsji w końcowej fazie podparcia. Może jednak magazynować energię podczas środkowej fazy podparcia i uwalniać ją w końcowej fazie.

U osób po amputacjach kończyn dolnych stwierdzono modyfikację wzorca chodu, zmniejszenie szybkości lokomocji oraz zwiększenie wydatku energetycznego podczas pokonanego dystansu. W przypadku amputacji jednej kończyny, zauważono, że czas trwania fazy podporowej jest krótszy w porównaniu do zdrowej kończyny, a wykrok jest dłuższy.

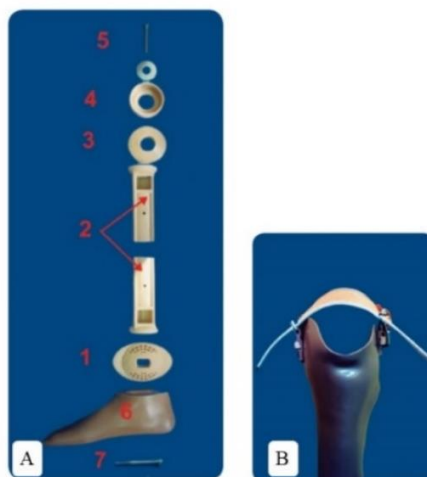
Zaobserwowano, że u osób z amputacjami podudzia (na wysokości piszczeli) występuje zmniejszenie zakresu ruchu stawu skokowego, ponieważ proteza nie umożliwia wykonywania czynnego zgięcia podszwowego. Mocowanie z podparciem pod rzepką (ang. *patellar-tendon bearing*- PTB) może ograniczyć ruchomość stawu kolanowego, szczególnie w kierunku zgięcia. Rejestruje się brak zgięcia podszwowego w stawie skokowym protezy w momencie przejścia z fazy podwójnego wsparcia do fazy przenoszenia. Brak siły napędzającej podczas odbicia, musi zostać skompensowany przez mięśnie pozostałej części kończyny, w tym przypadku mięśnie stawu biodrowego. Zaobserwowano także, że zaburzeniu ulega ruch zgięcia stawu kolanowego w fazie podporu. Powodem może być niewydolność mięśni prostowników kolana, poczucie niestabilności lub ugięcie samej protezy. W przypadku stawu biodrowego można dostrzec ograniczenie zakresu ruchu wyprostu przed rozpoczęciem fazy przenoszenia. Powodem może być wyolbrzymienie kąta przodopochylenia miednicy, przykurcz zgięciowy stawu biodrowego, zmniejszenie szybkości lokomocji i długości wykroku lub kombinacja tych czynników.

## 6. Protezy kończyny dolnej

Protezy kończyn dolnych można podzielić na protezy skorupowe i modułarne. Proteza skorupowa (monolitowa) składa się w całości z tworzywa. Jest ona trwała i odporna na czynniki zewnętrzne. Obudowa komponentów następuje przez wtórną laminację. Konstrukcja musi zostać poprawnie ustawiona, ponieważ po laminacji nie ma możliwości zmian. W protezie tego typu, nie używa się adapterów, całość połączona jest za pomocą drewnianego stelaża. Ciężar przenoszony jest przez zewnętrzne ściany protezy. Możliwe jest zamontowanie tylko najprostszycch rodzajów stopy np. SACH [10].

W przypadku protez modułarnych, każdy element protezy jest osobnym modułem. Lej protezowy jest indywidualnie projektowany, a pozostałe elementy dobierane są przez technika. Następnie łączone są za pomocą adapterów. Wyróżnia się adaptory piramidowe oraz adapter rurowy. Umożliwiają one dopasowanie i ustawienie protezy, tak aby wymuszała prawidłowy chód. Główną zaletą protezy modułarnej jest indywidualne dopasowanie do potrzeb każdego pacjenta. Również, w dowolnym momencie, można wymienić dane elementy bez konieczności wymiany całej protezy. Taki system, pozwala na stosowanie różnych systemów zawieszenia oraz współpracuje z różnymi typami stóp protezowych.

W krajach rozwijających się najczęściej stosowana jest system opracowany przez ICRC (ang. *International Committee of the Red Cross*), stworzony na początku lat 90. ubiegłego wieku. Obecne wersje, zbudowane są głównie z polipropylenu i stali nierdzewnej. Polipropylen jest lekki i stosunkowo trwały, pozwala na ponowne przetworzenie i recykling odpadów, co obniża ogólne koszty. Adaptory mają budowę podobną do adapterów piramidowych. Pomimo zapewnienia instrukcji do poprawnego pozycjonowania protezy, badania terenowe wykazały, że ok 35 % protez jest źle ustawionych. Inny system stosowany jest w protezach Jaipur. Opiera się na ogrzewaniu i formowaniu kształtu nogi z rur z polietylenu o dużej gęstości (HDPE) [11].



Rysunek 6 A. Proteza podudzia kończyny dolnej B. Mocowanie z podparciem pod rzepką [12].

## 6.1. Lej protezowy

Najważniejszym elementem protezy jest lej protezowy. Jego kształt decyduje o komforcie noszenia. Kikut umieszczony w leju, podczas użytkowania narażony jest na obtarcia, rany oraz ból związany z ciągłym obciążeniem jednego miejsca na kikucie. Lej pełnokontaktowy zabezpiecza przed tworzeniem się obrzęku oraz pozwala na równomierne rozłożenie nacisku i lepsze sterowanie protezą. Każdy lej jest indywidualnie projektowany dla danego pacjenta. Do podstawowych funkcji leja protezowego należą: stabilne przytrzymanie protezy na kikucie, odpowiednie przeniesienie obciążeń wynikających z masy ciała i ruchów pacjenta, prawidłowe objęcie kikuta oraz odpowiednia manipulacja całą protezą [13].

Leje protezowe wykonywane są ręcznie, na podstawie miary gipsowej, centymetrowej oraz badania palpacyjnego. Z uzyskanego negatywu gipsowego, tworzony jest pozytywny gipsowy, który następnie podlega odpowiedniej obróbce. Następnie gipsowy odlew służy do wykonania właściwego leja protezowego. Istotnym postępowaniem technologicznym mającym wpływ na kraje rozwijające się było zastosowanie tworzyw termoplastycznych, takich jak polipropylen. Jest on łatwy w obróbce i tani, a odpady również mogą zostać poddane recyklingowi. Polipropylen stosowany jest w lejach produkowanych przez ICRC. Wykazano, dobre dopasowanie leja w 43-78% przypadków. Głównym zidentyfikowanym problemem była nieodpowiednia wysokość ścianek leja oraz nieprawidłowa oś. Mniej korzystne wyniki, uzyskano w przypadku leja wykonywanego do protezy Jaipur. Satysfakcjonujące dopasowanie



leja uzyskano tylko w 22-37% przypadków. Wiąże się to z nieodpowiednim wyszkoleniem personelu [11].

## 6.2. Stosowane materiały

Materiały używane w protezach kończyn dolnych różnią się w zależności od elementu protezy. Głównym kryterium wyboru jest ich cena oraz dostępność. Tworzywa sztuczne, a wśród nich tworzywa termoplastyczne są szeroko stosowane w elementach protetycznych z uwagi na niewielką wagę, niską cenę, odporność na korozję, wodoodporność oraz możliwość recyklingu. Szybka i łatwa produkcja oraz krótki czas szkolenia personelu decyduje o częstym wyborze. Popularnym polimerem jest polioksymetylen (POM), występujący również pod nazwą handlową Delrin®. Posiada wysoką udarność, dużą sztywność, połączoną z wysoką plastycznością i odpornością na pełzanie. Dzięki czemu może być używany przy projektowaniu części elastyczno-sprężynujących. PVC z silikonem używany jest głównie jako pokrycie kosmetyczne. PVC charakteryzuje się dużą wytrzymałością mechaniczną, ale występują trudności związane z przetwórstwem (stabilność temperaturowa oraz możliwość degradacji). Polietylen dużej gęstości (HDPE) jest prosty w przetwórstwie, elastyczny, twardy oraz tani. Natomiast ulega starzeniu pod wpływem działania promieniowania UV. Używany jest do produkcji protezy Jaipur. Do produkcji adapterów rurowych używa się również poliamidów [14].

W odróżnieniu do krajów rozwiniętych metale są rzadziej stosowane. Stal nierdzewna jest najczęściej stosowana do produkcji adapterów (rurowych i łączących), natomiast w krajach rozwijających popularnym wyborem jako adapter rurowy jest drewno oraz bambus. Drewniane elementy charakteryzują się krótkim czasem użytkowania wynoszącym około 18 miesięcy. Wiąże się to z gorszymi właściwościami materiałowymi. Jednak niski koszt i łatwa dostępność umożliwia ich częstą wymianę [14].

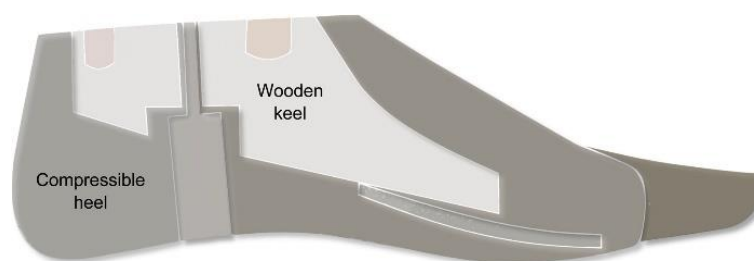
## 6.3. Stopy protezowe

W podrozdziale przedstawiono stosowane stopy protezowe w krajach rozwijających się. Zwrócono uwagę na poszczególne cechy konstrukcyjne oraz omówiono materiały stosowane do ich budowy.

### 6.3.1. Stopa SACH

SACH jest to skrót od ang. *Solid Ankle Cushion Heel*, co w wolnym tłumaczeniu oznacza: stopa protezowa ze sztywnym stawem skokowym i miękkim obcasem. Stopa została zaprojektowana, w zależności od źródeł, w 1956 lub 1959 roku przez Eberhart'a i Radcliffe'a. Pierwsza konstrukcja różni się od współczesnych, ale zasada działania pozostała taka sama.

Stopy SACH można podzielić ze względu na rodzaje materiałów konstrukcyjnych. Rdzeń stopy wykonany jest z głównie z drewna, metalu lub tworzywa sztucznego. Element ten zapewnia potrzebną stabilizację oraz pozwala na przykręcenie stopy do pozostałych elementów protezy. Rdzeń otoczony jest pianką poliuretanową lub gumą wulkanizacyjną, przy czym ta ostatnia jest bardziej wytrzymała ale też znacznie cięższa. Stwierdzono, że problemy związane z wytrzymałością w większości przypadków występują w stopach SACH zbudowanych z pianki [11]. Pięta absorbuje wstrząsy i zapewnia amortyzację w początkowych fazach cyklu chodu, pozwalając na naśladowanie bardziej naturalnych wzorów chodu. Palce stopy wykonane są z miękkiego i elastycznego materiału. Stopa jest w stanie w pewnym stopniu imitować zgięcie grzbietowe. Natomiast nie jest w stanie oddać ruchu zgięcia podszwowego z powodu usztywnionej kostki [15]. W pewnym sensie przekłada się to również na jej sukces, ponieważ ta sztywność zapewnia stabilność we wczesnych fazach cyklu chodu [16]. Budowa stopy SACH przedstawiona jest na rysunku 7.



Rysunek 7 Ilustracja sekcji strzałkowej stopy SACH [17].

Konstrukcja stopy SACH ma wiele wariantów, ale wszystkie są oparte na podobnej koncepcji. Stopa SACH uznawana jest za standardową protezę zalecaną dla osób z niskim poziomem aktywności. Była to pierwsza konstrukcja, która wykazywała toczący się kształt (ang. *roll-over shape*). Niewielka ilość części pozwala na łatwe użytkowanie i konserwację. Przekłada się to również na niską cenę. W badaniach laboratoryjnych i terenowych stopy SACH

zostały uznane za biomechanicznie gorsze od innych rodzajów protez stopy, z uwagi na brak imitacji zgięcia podszwowego oraz niski zwrot energii [11].

### 6.3.2. Stopa Jaipur

Stopa Jaipur została zaprojektowana w 1968 roku, aby wyjść naprzeciw specyficznym potrzebom pacjentów po amputacji w Indiach. Stopa może być używana bez obuwia (rysunek 8), pozwala użytkownikom kucać, siedzieć ze skrzyżowanymi nogami oraz kosztuje około 10\$. Badanie porównujące stopę Jaipur do dwóch innych stóp protetycznych dostępnych na rynku zachodnim (SACH i Seattle) wykazały, że stopa Jaipur pozwala na najbardziej naturalny chód [18].



Rysunek 8 A. Przysiad z protezą podudzia Jaipur. Przysiad wymaga czystego ruchu obrotowego w stawie skokowym, na który nie pozwalają dostępne na rynku zachodnim stopy [18]. B, C Stopa Jaipur może być używana z lub bez butów, więc użytkownik może wejść do miejsc religijnych, takich jak Świątynia, Meczet i Gurudwara, itp. gdzie buty nie są dozwolone [19].

Stopa Jaipur zbudowana jest z trzech części: przednia część stopy i pięta wykonane są z pianki poliuretanowej, natomiast kostka z lekkiego drewna. Te trzy elementy są połączone razem, zamknięte w gumowej powłoce i wulkanizowane w barwniku, by nadać kształt i estetyczny wygląd zbliżony do prawdziwej stopy. Materiał zapewnia wodoodporność, przez co umożliwia osobom po amputacji chodzenie po mokrych i błotnistych terenach, jak również pozwala na zgięcie grzbietowe, co umożliwia chodzenie po nierównych powierzchniach [15]. Taka konstrukcja jest trwała i elastyczna, jednak cięższa od innych stóp protetycznych [11].

Stopa jest wykonywana ręcznie, co wpływa na jakość i powtarzalność produkcji. Standaryzacja jest daleka od zadowalającej. Produkcja trwa około czterech godzin. Stopa Jaipur

nie jest opatentowana, wiele organizacji robi ją lokalnie, nie tylko w Indiach ale też w Pakistanie, Sri Lance, Bangladeszu, Kambodży [19].

### 6.3.3. Stopy protezowe ESAR

W ciągu ostatnich dwóch dekad, stopy ESAR (ang. *Energy Storage And Return*), co w wolnym tłumaczeniu znaczy: magazynowanie i zwrot energii, stały się popularną alternatywą do stóp SACH. Są to tzw. stopy dynamiczne. Staw skokowy jest generatorem energii podczas stawiania kroku. Pod koniec fazy podparcia, mięśnie dostarczają energii, która pomaga podczas odbicia- propulsji [18]. Zazwyczaj stopy ESAR wykonane są z włókna węglowego lub innego materiału, który umożliwia magazynowanie energii i uwalnianie jej podczas odbicia. Jednak sugeruje się, że pozytywne efekty uwolnienia energii podczas odbicia, negowane są przez zwiększoną aktywność mięśni wymaganą do podtrzymywania ciała. Mimo to zmniejszenie obciążenia mechanicznego, może potencjalnie zapobiegać uszkodzeniom przeciążeniowym w protezie lub w sprawnej nodze. Stopy ESAR pozostają preferowanymi stopami protezowymi przez większość osób stosujących protezy kończyn dolnych [20]. Tego typu stopy nie pozwalają na kucanie, które wymaga rotacyjnego ruchu w stawie skokowym [18].



Rysunek 9 Przykłady stóp protezowych z możliwością odzyskiwania energii [21].

## 7. Równania mechaniki ciała stałego

*Rozdział napisany w oparciu o pozycje [22], [23], [24], [25], [26].*

Mechanika ciała stałego bada zależności między zewnętrznymi i wewnętrznymi oddziaływaniami na ciało stałe a deformacjami, którym to ciało podlega. Daje też podstawy do formułowania warunków bezpieczeństwa, czyli warunków, jakim muszą podlegać oddziaływania na określone ciało, aby własności użytkowe nie zostały zniszczone. Analizie podlegają dwie podstawowe wielkości, za pomocą których opisuje się zachowanie ciała: naprężenia i deformacje. Wielkości te związane są ze sobą za pomocą tzw. równań konstytutywnych, które są uproszczonym opisem własności fizycznych ciała stałego. Równania konstytutywne różnią się w zależności od przyjętego modelu ciała. Różne rodzaje materiałów wymagają zastosowania różnych modeli matematycznych.

Siły oddziałujące na ciało można podzielić na siły zewnętrzne, zwane też czynnymi (obciążenia) oraz siły bierne (reakcje więzów). Siły, które pochodzą od wzajemnych oddziaływań między częściami ciała, są równe sobie i przeciwnie skierowane, nazywamy siłami wewnętrznymi. W celu wyznaczenia wypadkowych sił wewnętrznych w danym przekroju ciała należy rozpatrzyć warunki równowagi. Ciało może być w równowadze statycznej lub dynamicznej, a takie rozwiązanie nazywamy statycznie wyznaczalnym. Jest to uproszczenie zagadnienia, gdyż w rzeczywistości wszystkie problemy mechaniki ciała stałego są statycznie niewyznaczalne. Wymagają one określenia dodatkowych zależności, które wynikają z przyjętego założenia.

Naprężeniem nazywamy intensywność sił wewnętrznych działających na myślowo wyodrębniony przekrój wewnętrzny. Naprężenie całkowite  $\sigma$  można rozłożyć na dwie składowe- naprężenie normalne  $\sigma_N$  oraz naprężenie styczne  $\tau$ . Naprężenie całkowite jest sumą wektorową składowych:

$$\sigma = \sigma_N + \tau. \quad (7.1)$$

Do opisanego stanu naprężenia w danym punkcie potrzebne są trzy składowe naprężenia normalnego ( $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ ) oraz sześć składowych naprężenia stycznego ( $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yx}, \tau_{yz}, \tau_{zx}, \tau_{zy}$ ). Miarą naprężenia jest paskal. Zatem tensor naprężenia dla wybranego punktu, w dowolnie przyjętym układzie współrzędnych można zapisać w postaci:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix}. \quad (7.2)$$

Deformacją nazywamy zmiany wymiarów i kształtu ciała pod wpływem działania różnego rodzaju czynników zewnętrznych i wewnętrznych. Deformację opisuje się za pomocą dwóch wielkości: przemieszczeń i odkształceń. Przemieszczeniem nazywamy wektor łączący początkowe i wtórne położenie punktu ciała stałego. Miarą przemieszczenia jest metr. Odkształcenie jest to natomiast miara względnej zmiany odległości między dwoma punktami i względnej zmiany kształtu ciała.  $\varepsilon$  nazywa się odkształceniem względnym lub wydłużeniem względnym i zapisuje jako:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (7.3)$$

gdzie:  $\Delta L$ - odkształcenie bezwzględne, wydłużenie,

$L_0$ - początkowa długość próbki.

Stan odkształcenia, podobnie jak stan naprężenia można zapisać w postaci tensora:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \varepsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{zx} & \frac{1}{2}\gamma_{zy} & \varepsilon_z \end{bmatrix}. \quad (7.4)$$

Jedną z metod przedstawienia stanu naprężenia w konstrukcjach jest zastąpienie go poprzez maksymalne naprężenia zredukowane  $\sigma_{\text{red}}$ . Naprężeń zredukowanych używa się w hipotezach wytrzymałościowych, służących do określenia wielkości fizycznej jako miary wytrzymałości. Jedną z metod jest hipoteza Hubera-Misesa-Hencky'ego. Założeniem hipotezy jest, że o wyczerpaniu decyduje wartość energii właściwej odkształcenia postaciowego. Materiał w danym punkcie, przechodzi w stan plastyczny, gdy wartość energii odkształcenia postaciowego osiąga wartość graniczną, charakterystyczną dla tego materiału. Warunek wytrzymałości ma postać:

$$\sigma_{\text{red}} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)]}. \quad (7.5)$$

W stanie naprężenia każdy element konstrukcyjny doznaje odkształceń. Oznacza to, że zmianie ulega postać geometryczna oraz wymiary. Jeżeli po zabraniu obciążenia działającego na ciało, ciało to wróci do pierwotnej konfiguracji to mówimy o sprężystym zachowaniu się ciała. Relację pomiędzy naprężeniami i odkształceniami określają tzw. związki konstytutywne. Przy formułowaniu równań konstytutywnych wprowadza się pojęcie liniowości lub nieliniowości. Zależności naprężenie-odkształcenie dla materiałów rzeczywistych, które są w stanie sprężystym na ogół mają charakter nieliniowy. Natomiast w teorii sprężystości i plastyczności przyjmuje się, że te zależności mają charakter liniowy.

W praktyce inżynierskiej najczęściej spotykane są materiały izotropowe. Izotropowy (tzn. taki gdzie właściwości nie zmieniają się pod wpływem kierunku), liniowo sprężysty materiał może charakteryzować się dwiema niezależnymi stałymi materiałowymi, często wybranymi jako moduł sprężystości (moduł Younga)  $E$  oraz współczynnik Poissona  $\nu$ . Większość stopów metali i polimerów termoutwardzalnych jest uważana za materiały izotropowe. Przyjęto też, że w projekcie używane będą materiały izotropowe.

Liniową zależność między obciążeniem i odkształceniem określa prawo Hooke'a, definiowane jako:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon [Pa] \quad (7.6)$$

gdzie:  $\sigma = \frac{F}{A_0}$  - naprężenie,  $A_0$  - początkowy przekrój próbki,

$\varepsilon$  - wydłużenie względne,

$E$  - współczynnik proporcjonalności, moduł sprężystości wzdłużnej nazywany też modułem Younga - charakteryzuje odkształcalność materiału. Moduł Younga opisuje zależność:

$$E = \frac{F}{A_0} \cdot \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{\sigma}{\varepsilon} [Pa]. \quad (7.7)$$

Odształcenie ciała jest wprost proporcjonalne do działającej na nie siły. Wartości modułu Younga podawane są w tablicach materiałowych.

Liczba Poissona, oznaczona  $\nu$  określa stosunek odkształcenia poprzecznego do odkształcenia wzdłużnego i jest wartością bezwymiarową. Zależność pomiędzy naprężeniem w kierunku poprzecznym a naprężeniem w kierunku wzdłużnym wynika ze stosunku Poissona:

$$\varepsilon_{yy} = \varepsilon_{zz} = -\nu\varepsilon_{xx}. \quad (7.8)$$

W przypadku naprężenia działającego wzdłuż osi x, wywoływane odkształcenie jest wzdłuż osi y. Dla większości metali liczba Poisson'a wynosi od 0,25 do 0,35, dla gumy jest to 0,5. Większość materiałów inżynierskich znajdzie się w zakresie:

$$0 \leq \nu \leq \frac{1}{2}. \quad (7.9)$$

Trójwymiarowe uogólnienie prawa Hooke'a może być zapisane jako:

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{xz} \end{bmatrix} = \mathbf{D} \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \end{bmatrix} \quad (7.10)$$

gdzie  $\mathbf{D}$  jest macierzą symetryczną 6x6. Zależność między naprężeniem i odkształceniem dla materiału izotropowego można zapisać jako:

$$\mathbf{D} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix}. \quad (7.11)$$

Pełny zapis w formie macierzowej:

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{xz} \end{bmatrix} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \end{bmatrix} \quad (7.12)$$



## 7.1. Równanie Naviera

Równanie ruchu dla materiału liniowo sprężystego można zapisać w postaci:

$$\mathbf{F} = \rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} \quad (7.13)$$

gdzie:  $\mathbf{F}$ - siła na jednostkę objętości,

$\rho$ - gęstość,

$\mathbf{u} = [u_1, u_2, u_3]$ - wektor przemieszczenia.

Prawo Hook'a dla materiałów izotropowych można zapisać jako:

$$\boldsymbol{\sigma} = 2\mu\boldsymbol{\varepsilon} + \lambda(\nabla \cdot \mathbf{u})\boldsymbol{\delta}_{ij} \quad (7.14)$$

gdzie:  $\delta_{ij}$  – to delta Kronecker'a

$\lambda, \mu$  – to stałe Lamégo,  $\mu$  równa jest modułowi Kirchhoffa. Dla materiału izotropowego zależności opisujące stałe Lamégo w stosunku do innych stałych materiałowych wyraża się jako:

$$\mu = G = \frac{E}{2(1 + \nu)}, \quad \lambda = \frac{E \cdot \nu}{(1 - 2\nu)(1 + \nu)} \quad (7.15)$$

Ostatecznie związek w ciele izotropowym pomiędzy naprężeniem a odkształceniem przyjmuje postać równania Naviera:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - (\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u})) = \mathbf{0}. \quad (7.16)$$

## 7.2. Częstości własne

Analiza modalna jest techniką badania własności dynamicznych obiektów mechanicznych. Wynik otrzymuje się w postaci zbioru częstości własnych, postaci drgań i współczynnika tłumienia. Dzięki pozyskanym danym możliwe jest przewidzenie zachowania się obiektu na skutek dowolnych wymuszeń. Teoretyczną analizę modalną definiuje się jako problem własny macierzy, który zależy od macierzy mas, sztywności i tłumienia. Celem rozwiązania jest znalezienie macierzy częstotliwości oraz poszczególnych postaci drgań własnych modeli numerycznych rozważanych układów.

W zależności od ilości stopni swobody obiektu badań, rozwiązanie zagadnienia własnego sprowadza się do ułożenia układu równań, w którym każdy poszczególny człon wygląda następująco:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = f(t) \quad (7.17)$$

gdzie:  $m$  –masa układu,

$c$  –współczynnik tłumienia,

$k$  – współczynnik sztywności,

$\ddot{x}$  – przyśpieszenie,

$\dot{x}$  –prędkość,

$x$  –przemieszczenie,

$f(t)$  – siła zewnętrzna oddziałująca na układ w czasie  $t$ .

Wykorzystując transformację wektora przemieszczeń i jego pochodnych czasowych do bazy przemieszczeń uogólnionych:

$$x(t) = q_{n \times n} \cdot p(t)_{n \times 1} \quad (7.18)$$

gdzie:  $q$  –macierz transformacji, o wymiarze  $n \times n$ , niezależna od czasu

$p$  – wektor przemieszczeń uogólnionych rozmiaru  $n$  zależnych od czasu

W praktyce wykorzystuje się macierz  $q$  uzyskaną z rozwiązania przemieszczeniowego zagadnienia drgań swobodnych, pomijając siły tłumienia:

$$m\ddot{x} + kx = 0 \quad (7.19)$$

Przekształcając powyższe równanie do postaci standardowego zagadnienia własnego, rozwiązanie można przedstawić w postaci:

$$x = A \sin \omega t, \quad (7.20)$$

$$\dot{x} = A \omega \cos \omega t, \quad (7.21)$$

$$\ddot{x} = -A \omega^2 \sin \omega t. \quad (7.22)$$

Zakładając, że istnieje  $m^{-1}$ , a  $\omega$  i  $A$  to odpowiednio częstość i wektor postaci drgań własnych, spełniona zostaje następująca zależność:

$$(k - \omega^2 m)A = 0 \rightarrow (m^{-1}k - \omega^2 I)A = 0 \quad (7.23)$$

Przyjmując, że:

$$m^{-1}k = \beta, \quad (7.24)$$

$$\omega^2 = \lambda, \quad (7.25)$$

oraz sprowadzając do postaci standardowej, równanie można zapisać:

$$(\beta - \lambda I)A = 0, \quad (7.26)$$

którego rozwiązaniem jest zbiór par częstości oraz wektorów postaci drgań własnych:

$$(\omega_1 A_1), (\omega_2 A_2), \dots, (\omega_n A_n) \quad (7.27)$$

zapisanych w postaci macierzy częstości własnych:

$$\Omega^2 = \begin{bmatrix} \omega_1^2 & & & \\ & \dots & & \\ & & \omega_i^2 & \dots \\ & & & \dots & \omega_n^2 \end{bmatrix} \quad (7.28)$$

oraz w macierzy wektorów własnych:

$$\Phi = [A_1, A_2, \dots, A_n] \quad (7.29)$$

przy czym wektory  $A_i$  są wzajemnie ortogonalne względem macierzy mas, tzn.:

$$A_i m A_j \begin{cases} = 1; & i = j \\ = 0; & i \neq j \end{cases}, 0 \leq \omega_1^2 \leq \omega_2^2 \dots \leq \omega_i^2 \dots \leq \omega_n^2 \quad (7.30)$$

Podstawiając powyższe równanie do ogólnego równania różniczkowego ruchu, uzyskuje się:

$$\ddot{p}(t) + \Phi^T c \Phi \dot{p}(t) + \Phi^T k \Phi p(t) = \Phi^T f(t) \quad (7.31)$$

Korzystając z ortogonalności macierzy mas można zapisać następujące warunki początkowe:

$$p_0 = \Phi m x_0, \quad (7.32)$$

$$\dot{p}_0 = \Phi m \dot{x}_0, \quad (7.33)$$

W sytuacji braku tłumienia w układzie, tzn. gdy  $c = 0$  oraz uwzględniając zewnętrzne siły wymuszające:

$$f(t) = r \sin \omega t \quad (7.34)$$

Równanie ruchu wygląda następująco:

$$p(t) + \Omega^2 p(t) = r \sin \omega t \quad (7.35)$$

gdzie:  $r$  – wektor wymuszeń

$\omega$  – częstość wymuszeń.

## **8. Badania numeryczne konstrukcji protezy- materiały i metody**

Aspektem, który wpływa na funkcje stopy protetycznej jest sztywność konstrukcji. Naturalnie kończyna dolna może zmieniać sztywność stawów, poprzez aktywację odpowiednich mięśni. Proteza nie posiada takiej zdolności. Dlatego przy projektowaniu należy wziąć również pod uwagę charakterystykę sztywności, aby zastąpić utratę ścięgien i mięśni.

Ocena stopy protetycznej wymaga zbadania zarówno zachowań funkcjonalnych, jak i mechanicznych. Na wytrzymałość konstrukcji wpływa nie tylko odpowiednia geometria i dobór materiału, ale również zmieniające się obciążenie w trakcie chodu. Powszechnym jest badanie wpływu stopy protetycznej na parametry kinematyczne podczas chodu. Analiza metodą elementów skończonych może być bardzo pomocna w przypadku nowych i/lub zmodyfikowanych konstrukcji stóp protetycznych. Zaletą tej metody jest testowanie nowych konstrukcji, jeszcze przed wykonaniem prototypu. Analiza elementów skończonych (MES) może pozwolić na badanie wpływu obciążeń reakcji odkształcalnych struktur z wykorzystaniem znanych warunków brzegowych.

### **8.1. Stopa Niagara**

Stopa Niagara została zaprojektowana przez Roberta Gabourie (Niagara Prosthetics & Orthotics International Ltd.) specjalnie dla osób prowadzących aktywny tryb życia oraz dla tych, którzy żyją i pracują w trudnych warunkach. Stopa została przetestowana, zarówno mechanicznie, jak i w lokalnych i międzynarodowych testach terenowych. Spełnia również standardy normy ISO 10328.

Konstrukcja stopy pozwala na magazynowanie energii, przez co zmniejsza ogólny wysiłek mięśniowy. Stopa wymaga pokrowca kosmetycznego, co wpływa na jej koszt. Stopa utworzona jest jako jedna część, kształtem przypominającym literę S przy pięcie. Dostępne są dwa modele [27].



Rysunek 10 Stopa Niagara podczas testów [27].

## 8.2. Metoda elementów skończonych

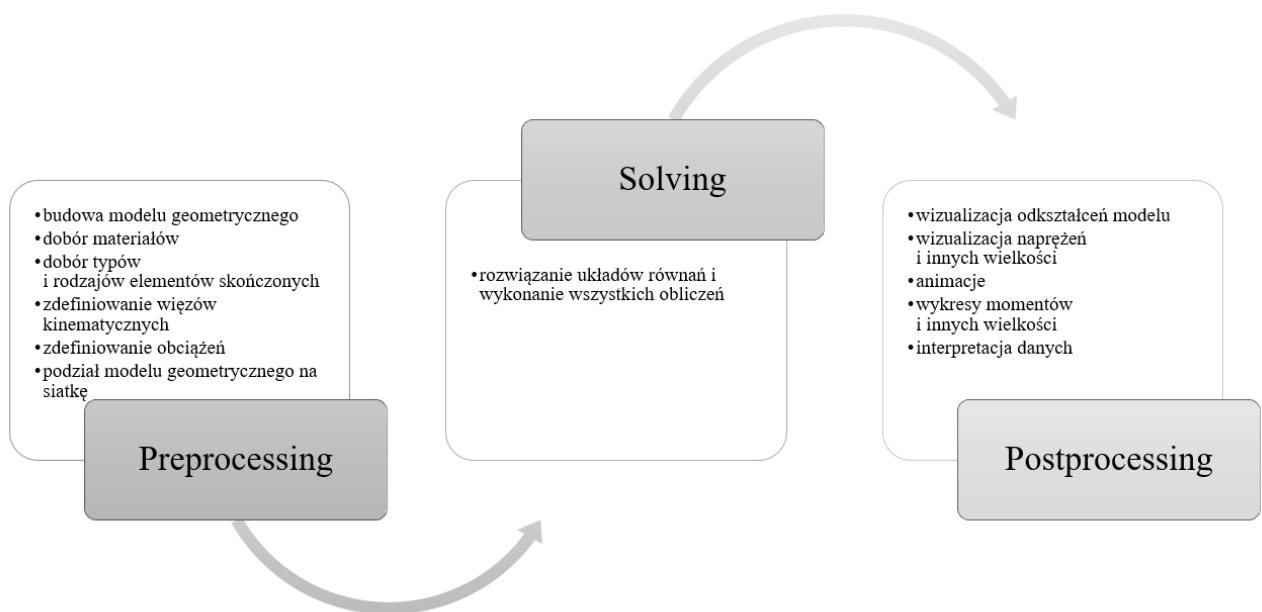
Metoda elementów skończonych (MES), w świecie znana jako FEM (ang. *Finite Element Method*) jest nieodzowną częścią analizy inżynierskiej i projektowania. Programy komputerowe wykorzystujące MES są szeroko stosowane w praktycznie wszystkich gałęziach inżynierii m.in. mechanika ciał stałych, mechanika płynów, analiza termiczna, analiza pól magnetycznych i elektrycznych. MES jest to metoda numerycznego rozwiązywania problemów opisywanych dużymi układami równań różniczkowych. Podstawowym założeniem tej metody jest rezygnacja z analitycznego rozwiązywania problemu na rzecz metody algebraicznej. Badany obiekt lub obszar pola dzieli się na siatkę niewielkich elementów skończonych. Podział obiektu na elementy nazywa się dyskretyzacją. Elementy te połączone są w punktach zwanych węzłami. Analizę wytrzymałościową MES można podzielić na kilka etapów, składających się na: preprocessing, solving oraz postprocessing.

Pierwszy etap- *Preprocessing* obejmuje budowę lub import modelu geometrycznego badanej konstrukcji oraz dobór materiałów. Należy ustalić jakie modele materiałowe są rozważane (tzn. czy materiał wykazuje właściwości liniowo- sprężyste, czy plastyczne lub inne). Następnie należy dobrać odpowiednie elementy skończone (kształt i właściwości). Kolejnym krokiem jest zdefiniowanie więzów kinematycznych (ang. *Constraints*), czyli ustalenie miejsca utwierdzenia obiektu, a następnie ustalenie obciążenia w analizowanym problemie, po czym generowana jest siatka elementów skończonych. Bardziej gęsta siatka, wpływa na większą dokładność otrzymywanych wyników, ale przekłada się również na czas wykonywanych obliczeń.

W drugim etapie- *Solving* uruchomiane są procedury obliczeniowe. W skład wchodzi dwie fazy: utworzenie układu równań liniowych, a następnie ich rozwiązanie.

Program wykonuje obliczenia dla każdego elementu. Efektem jest uzyskanie zbioru liczb, tworzących zmienne przestrzenne- wektory przesunięcia wzdłuż określonych osi.

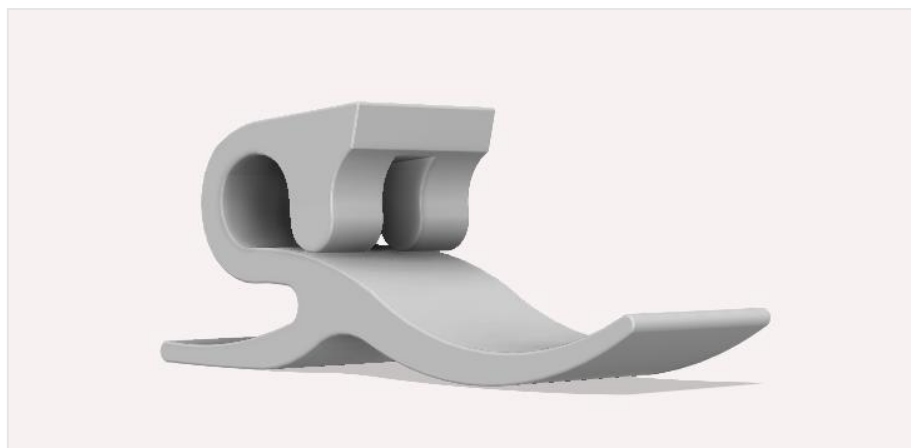
Ostatni etap- *Postprocessing* polega na przedstawieniu i interpretacji uzyskanych wyników oraz wyciągnięciu wniosków. Warunki brzegowe mają ogromny wpływ na wyniki analizy, a zły dobór nawet w najprostszych przypadkach może prowadzić do niedoszacowania obciążeń w niektórych częściach konstrukcji. Innym czynnikiem wpływającym na poprawności i dokładność wyników jest rozmiar siatki. Zbyt duża wielkość oczek siatki może prowadzić do dużych błędów. Jednak nie zawsze drobniejsza siatka daje lepsze wyniki. Czas obliczeń może się znacznie wydłużyć, jednocześnie nie wpływając na poprawienie dokładności wyników.



Rysunek 11 Grafika przedstawiająca poszczególne etapy pracy.

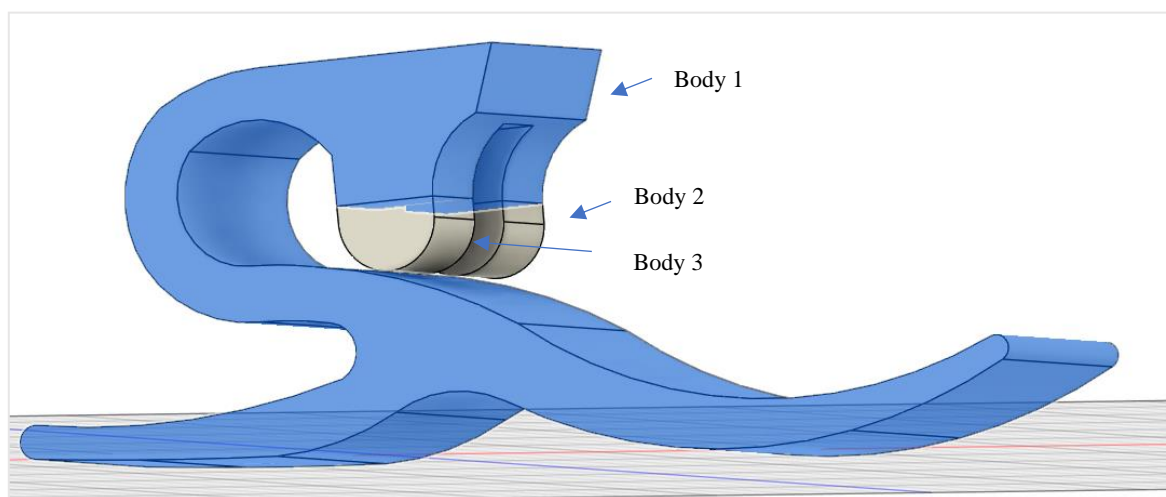
### 8.2.1. Stworzenie geometrycznego modelu

Model został wykonany w programie Autodesk Fusion 360. Autodesk Fusion 360 jest to zintegrowane oprogramowanie CAD,CAM i CAE. Oprócz projektowania i modelowania 3D, Fusion 360 pozwala na przeprowadzenie symulacji działania sił, drgań i temperatury. Środowisko jest przystosowane dla pracy zespołowej. Pliki można przechowywać w chmurze z możliwością tworzenia odrębnych wersji projektu. Użytkownicy mogą rozdzielać zadania oraz komunikować się między sobą.



Rysunek 12 Model stopy Niagara.

Model starano się odwzorować na podstawie dostępnych zdjęć i wymiarów w [28]. Stopa Niagara została zaprojektowana specjalnie dla osób prowadzących aktywny tryb życia oraz dla tych, którzy chodzą po twardym podłożu. Kluczowym aspektem konstrukcji jest kształt stopy zbliżony do litery S. Dzięki takiej konstrukcji stopa Niagara pozwala użytkownikowi chodzić w bardziej naturalny sposób niż w przypadku konwencjonalnych modeli. Długość modelowanej stopy to 230 mm, szerokość to 60 mm. Model podzielono na trzy elementy (rysunek 13), aby poprawnie zdefiniować kontakty oraz uniemożliwić penetrację powierzchni.



Rysunek 13 Model wraz z wyszczególnionymi ciałami.

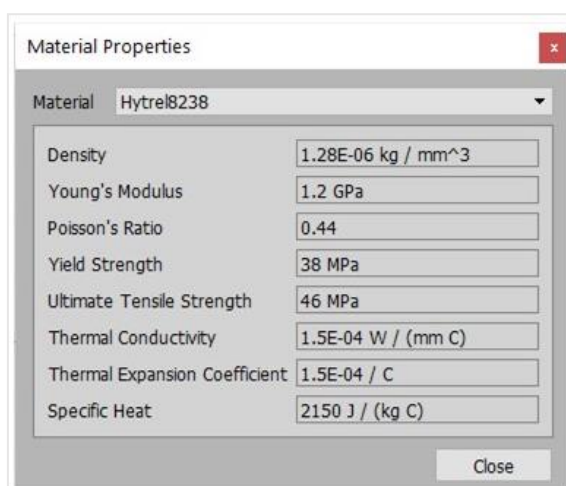
### 8.2.2. Wybór materiałów

W programie Autodesk Fusion 360 istnieje możliwość wyboru materiałów z biblioteki programu lub można samemu utworzyć nowy materiał, a wartości parametrowe wpisać ręcznie.

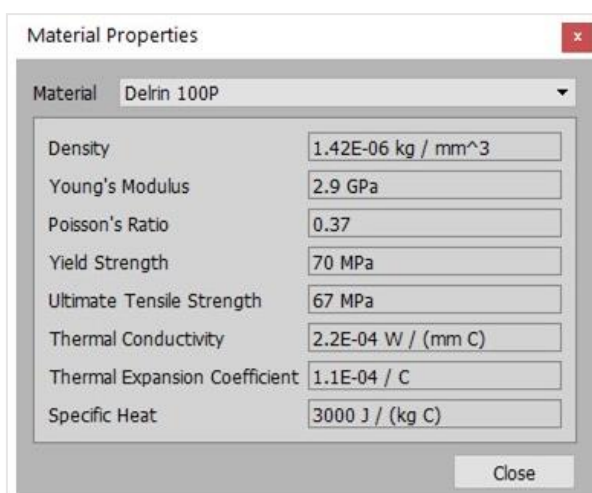


W przypadku mechaniki ciała stałego najważniejsze parametry to moduł Younga oraz liczba Poissona.

Do zbadania właściwości stopy Niagara użyto dwóch materiałów: Hytrel® 8238 oraz Delrin® 100P, który był używany w modelach testowanych w Tajlandii. Oba materiały produkowane są przez firmę DuPont. Hytrel® 8238 jest to termoplastyczny elastomer poliestrowy, łączący w sobie niską odporność na zginanie z wysoką odpornością na naprężenia. Delrin® 100 jest to polimer termoplastyczny mający wysoką wytrzymałość na rozciąganie i odkształcenie przy zerwaniu, znacznie wyższe od standardowych kopolimerów. Właściwości mechaniczne i fizyczne obu materiałów uzyskano ze strony producenta (rysunek 14 i 15) [29], [30].



Rysunek 14 Okno wyboru parametrów materiałowych dla Hytrel® 8238 .

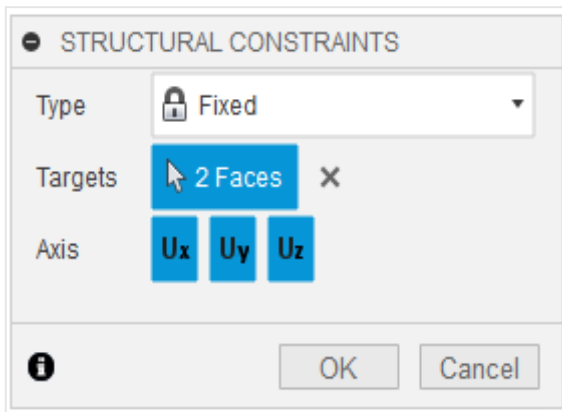


Rysunek 15 Okno wyboru parametrów materiałowych dla Delrin® 100P

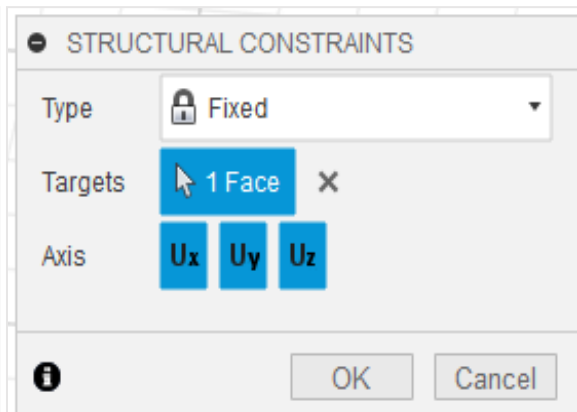
### 8.2.3. Ustalenie miejsc utwierdzenia obiektu

Ustalenie miejsca utwierdzenia, czyli zdefiniowanie więzów kinematycznych. Ograniczenia strukturalne uniemożliwiają przemieszczanie się modelu. W przypadku symulacji statycznych należy utwierdzić obiekt, aby umożliwić swobodną translację i rotację. W programie Fusion 360 wybór warunków utwierdzenia obiektów odbywa się za pomocą modułu *Structural Constraints*, gdzie wybiera się płaszczyzny utwierdzenia i określa ich typ. Wyróżnia się wiązania *Fixed*- stałe, *Pin*- sworznikowe, *Frictionless*- beztarciowe oraz *Prescribed Displacement*- przypisane przemieszczenie. W projekcie użyto opcji *Fixed*, która usuwa wszystkie stopnie swobody. Warunki utwierdzenia w analizach przedstawione są na rysunku 16.

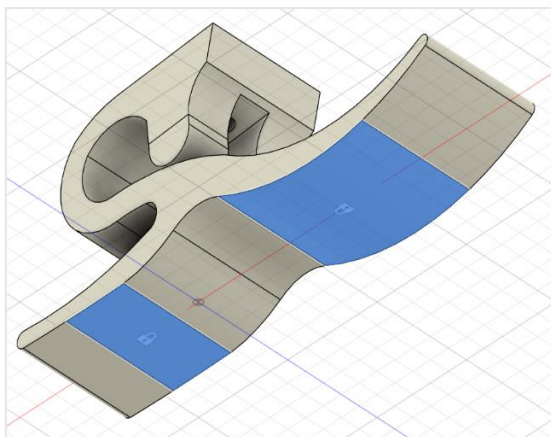
a)



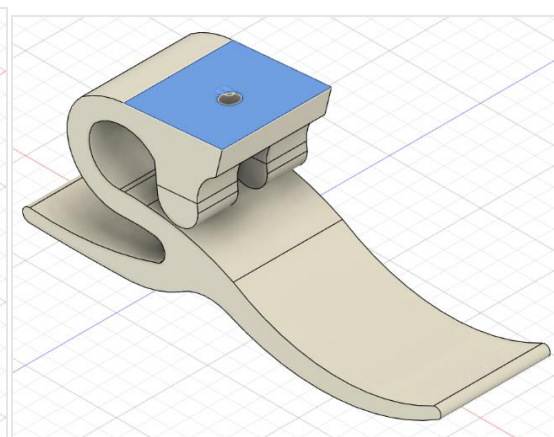
b)



c)

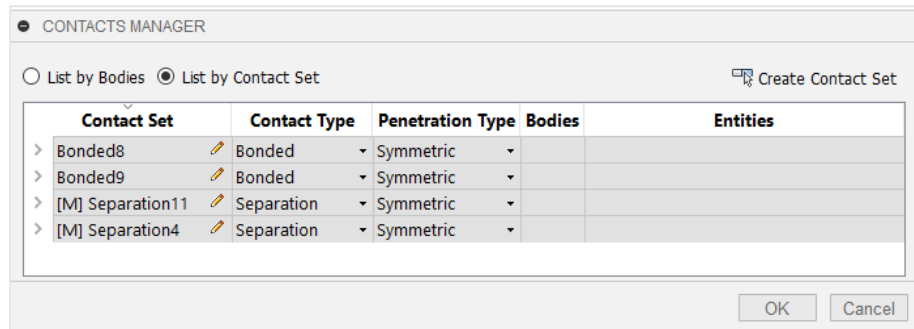


d)

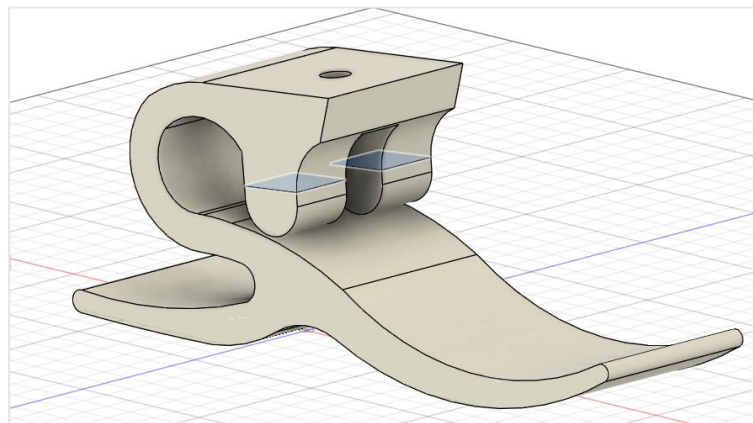


Rysunek 16 Ustalenie miejsc utwierdzenia obiektu: a) okienko *Structural Constraints*- symulacja swobodnego stania b) okienko *Structural Constraints*- symulacja sił oddziałujących na piętę w momencie uderzenia o podłoże c) zablokowane powierzchnie- symulacja swobodnego stania d) zablokowana powierzchnia- symulacji sił oddziałujących na piętę.

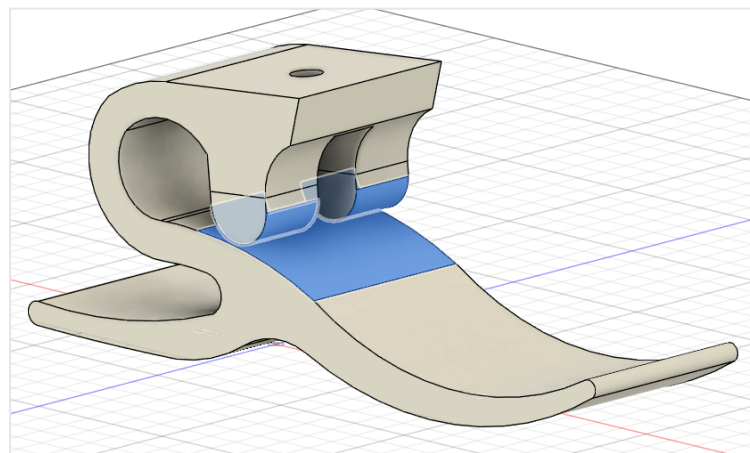
W tym etapie ma miejsce ustawienie funkcji *Contacts* (rysunek 17). Funkcja ta określa jak ciała powinny się zachowywać względem siebie. Domyślnym rodzajem kontaktu jest *Bonded*. Ten rodzaj kontaktu został ustawiony dla stykających się powierzchni (rysunek 18). Również, aby uniknąć penetracji dwóch naprzeciwległych powierzchni podczas przyłożenia siły, ustawiono typ kontaktu na *Separation*, w którym ciała będące ze sobą w kontakcie nie mogą się penetrować, ale mogą swobodnie przesuwać się względem siebie (rysunek 19).



Rysunek 17 Okienko Contact Manager umożliwiające ustawienie kontaktów pomiędzy ciałami.



Rysunek 18 Kontakt typu Bonded pomiędzy przylegającymi powierzchniami.

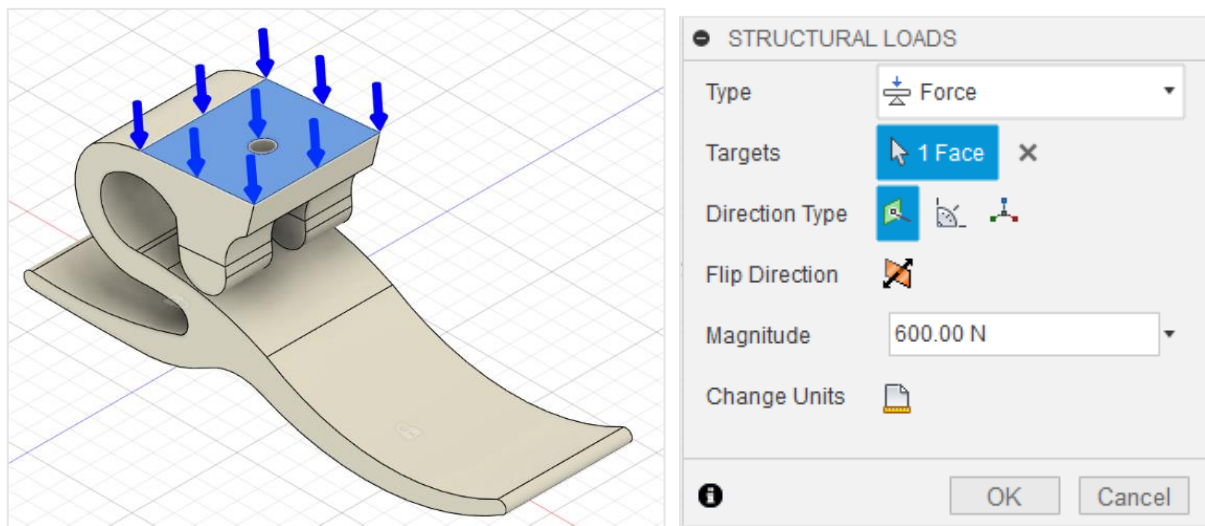


Rysunek 19 Kontakt typu Separation, aby uniemożliwić penetrację dwóch powierzchni.

#### 8.2.4. Zdefiniowane obciążenia i generowanie siatki elementów skończonych

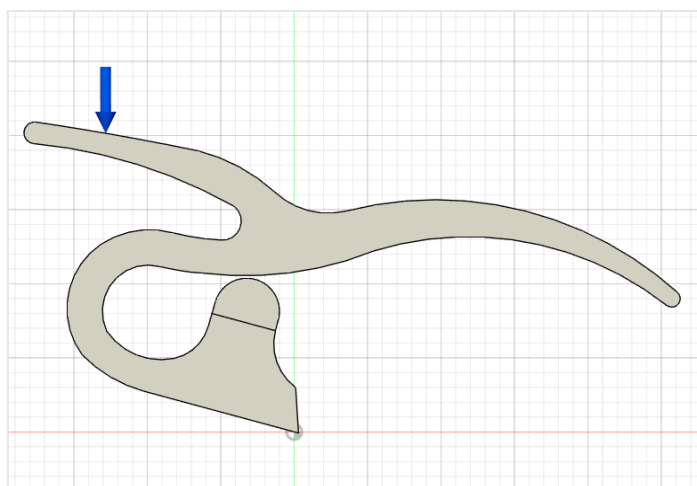
W tym etapie należy określić wartość, zwrot i miejsce przyłożenia siły. W projekcie przeprowadzono analizę w sytuacji stania na stopie protezowej oraz poddano ją obciążeniom w sytuacji, gdy siła oddziałuje na piętę w momencie uderzenia o podłoże, oraz w sytuacji, gdy siła oddziałuje na palce w momencie oderwania palców.

Z uwagi na swoje wymiary stopa przeznaczona jest dla osoby o masie 55-60 kg. W sytuacji swobodnego stania na stopie protezowej ustalono, że działająca siła będzie miała wartość 600 N, w kierunku pionowym, zwrocie skierowanym w dół, przyłożonym w miejscu łączenia stopy z adapterem (rysunek 20). Wartość siły ustala się w module *Structural Loads* (rysunek 20).

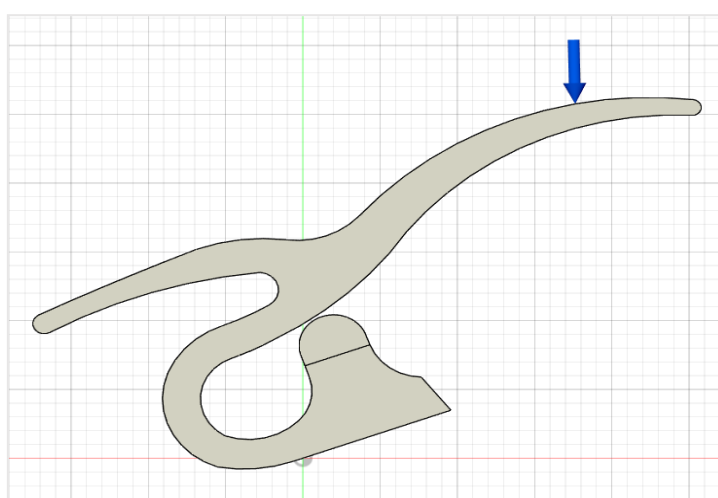


Rysunek 20 Obciążenie stopy wraz z okienkiem *Structural Loads*.

Maksymalna siła wywierana przez osobę chodzącą po płaskiej powierzchni jest około 1,2 razy większa od masy ciała, dlatego w symulacji wg normy ISO 10328, dla osoby o masie ciała 55 - 60 kg, siła przyłożona do stopy wynosi około 700 N. Założono, że w momencie uderzenia piętą o podłoże (ang. *heel strike*) siła działa pod kątem  $15^\circ$  w stosunku do osi piszczelowej (rysunek 21). Natomiast podczas oderwania palców (ang. *toe-off*) siła działa w połowie odległości między głową kości śródstopia, a dystalnym końcem paliczków pod kątem  $20^\circ$  w stosunku do osi piszczeli (rysunek 22) [31].

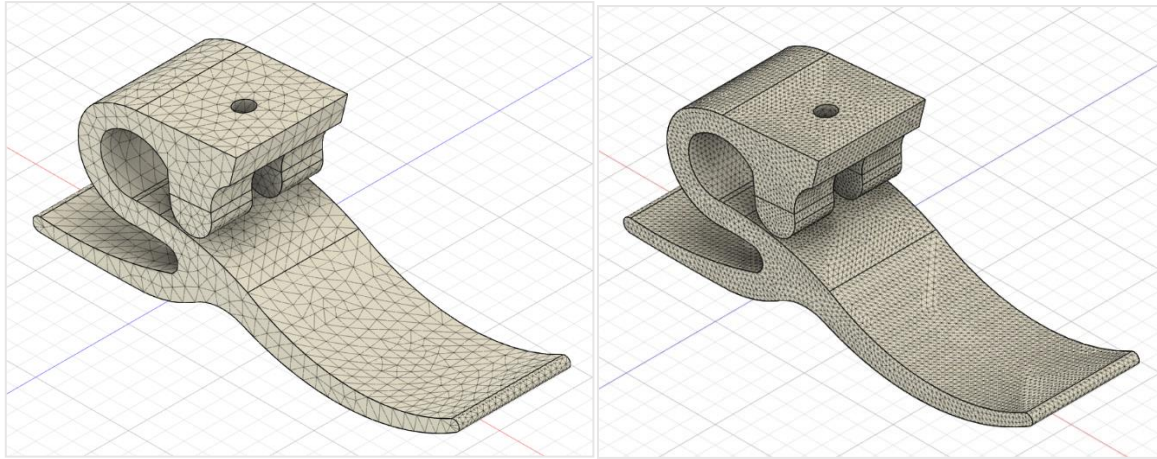


Rysunek 21 Miejsce przyłożenia sił w tylnej części stopy



Rysunek 22 Miejsce przyłożenia sił w przedniej części stopy.

Ostatnim etapem jest wygenerowanie siatki elementów skończonych (rysunek 23). W programie Fusion 360 siatka generuje się za pomocą funkcji *Generate Mesh*. Ilość wygenerowanych elementów można zobaczyć w sekcji *Solve* → *Solve Details* albo w sekcji *Results* → *Raport*. Dla siatki program wylicza rozwiązania równań różniczkowych. Na początku wygenerowano siatkę o liczbie 10985 elementów skończonych. Uzyskane wyniki porównano z siatką o 191414 elementach. Większe zagęszczenie pozwoliło na uzyskanie o wiele bardziej dokładnych wyników, jednak znacznie wydłużyło czas obliczeń.



Rysunek 23 Porównanie wygenerowanych siatek: z lewej siatka o liczbie 10985 elementów skończonych. Z prawej: siatka z 191414 elementami.

## 9. Wyniki symulacji deformacji i naprężeń

Symulację przeprowadzono dla dwóch materiałów Hytrel®8238 oraz Delrin®100P. Obie symulacje wykonano w module *Static Stress*. W obu przypadkach, przeprowadzono badanie właściwości mechanicznych, mogących wystąpić podczas swobodnego stania na protezie. Stopa została obciążana siłą 600 N. Symulację wykonano dla 191414 elementów skończonych. Następnie stopę poddano działaniu siły przyłożonej w części pięty i palców. Analizę wykonano dla 208976 elementów skończonych w przypadku pięty, oraz dla 34024 elementów w przypadku palców.

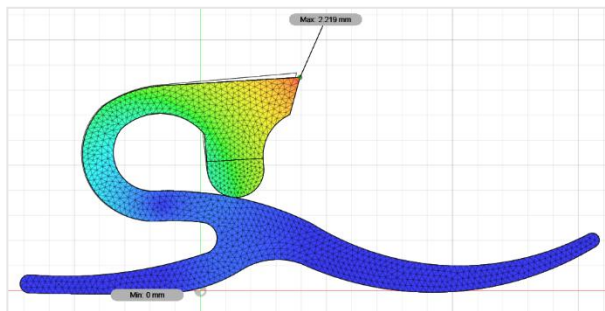
### **Analiza statyczna: podczas swobodnego stania na protezie**

Poniżej przedstawiono wyniki analizy statycznej podczas swobodnego stania na protezie. Po lewej stronie znajdują się wyniki modelu wykonanego z Hytrel®8238, natomiast po prawej dla modelu wykonanego z Delrin®100P. W pierwszej sekcji przedstawiono wyniki symulacji dla maksymalnego przemieszczenia całkowitego (rysunek 24, 26, 28 dla Hytrel oraz rysunek 25, 27, 29 dla Delrin). W drugiej sekcji zaprezentowano wyniki symulacji maksymalnego naprężenia (rysunek 30, 32, 34 dla Hytrel oraz rysunek 31, 33, 35 dla Delrin). W trzeciej sekcji znajdują się wyniki symulacji maksymalnego nacisku styku (rysunek 36, 38, 40 dla Hytrel oraz rysunek 37, 39, 41 dla Delrin).

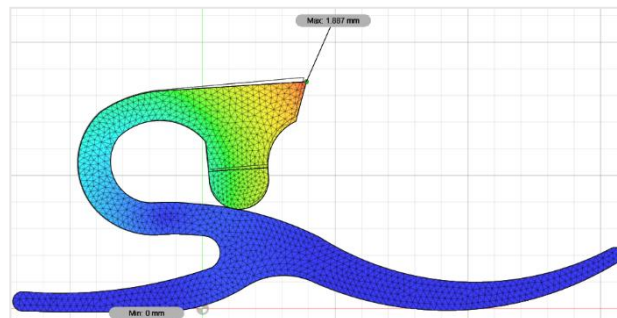
## Model zbudowany z Hytrel® 8238

## Model zbudowany z Delrin® 100P

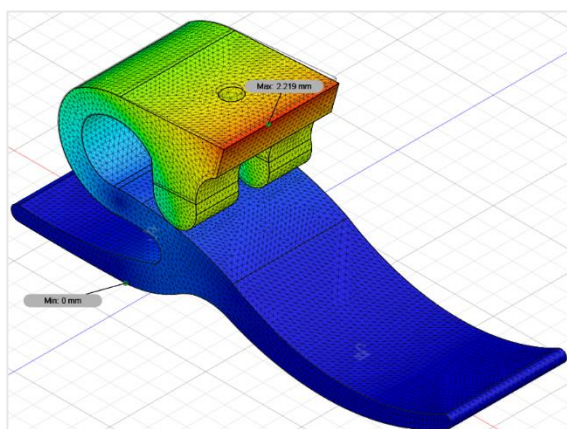
1) Wyniki symulacji maksymalnego przemieszczenia całkowitego:



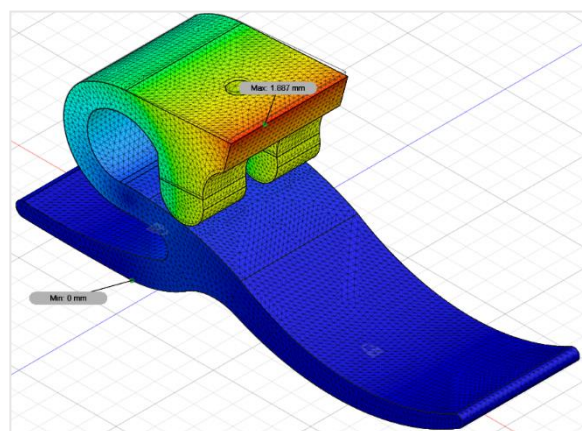
Rysunek 24 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 2,219 mm- widok z boku.



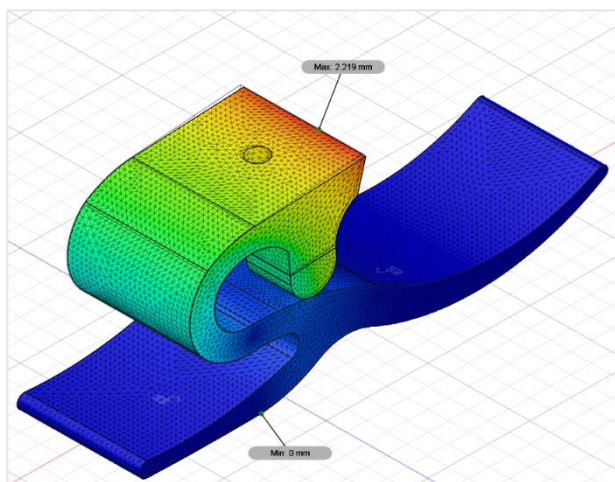
Rysunek 25 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 1,887 mm- widok z boku.



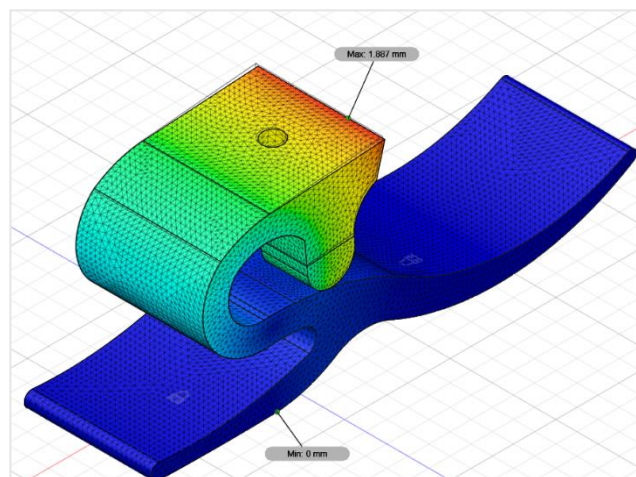
Rysunek 26 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 2,219 mm- widok z przodu.



Rysunek 27 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 1,887 mm- widok z przodu.



Rysunek 28 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 2,219 mm- widok z tyłu.

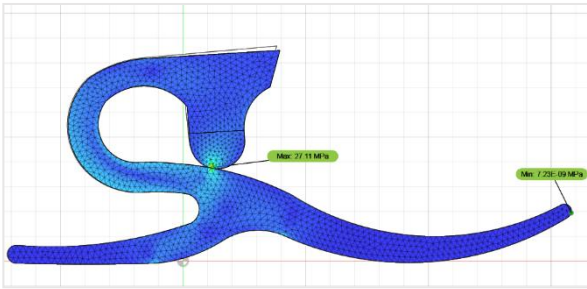


Rysunek 29 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 1,887 mm- widok z tyłu.

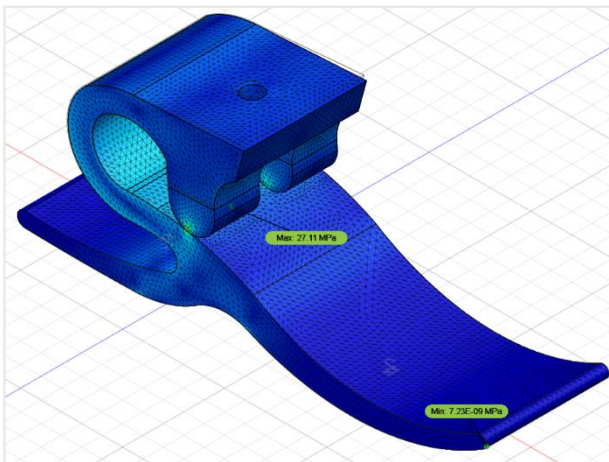


2) Wyniki symulacji maksymalnego naprężenia:

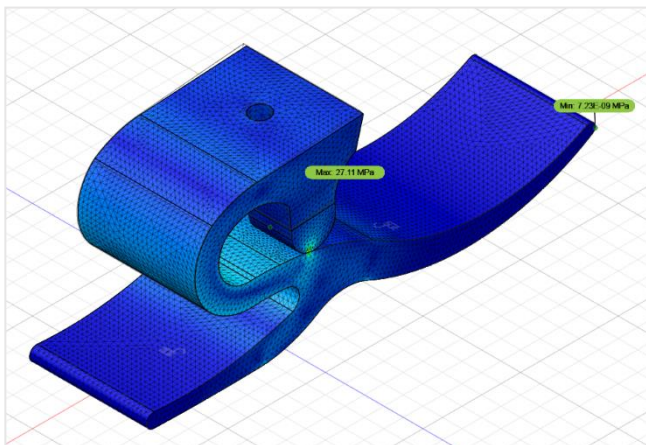
Model zbudowany z Hytrel® 8238



Rysunek 30 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 27,11 MPa- widok z boku.

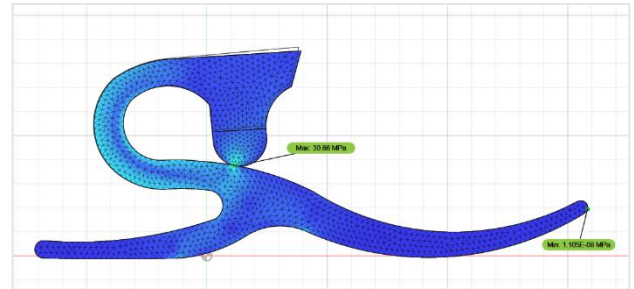


Rysunek 32 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 27,11 MPa- widok z przodu.

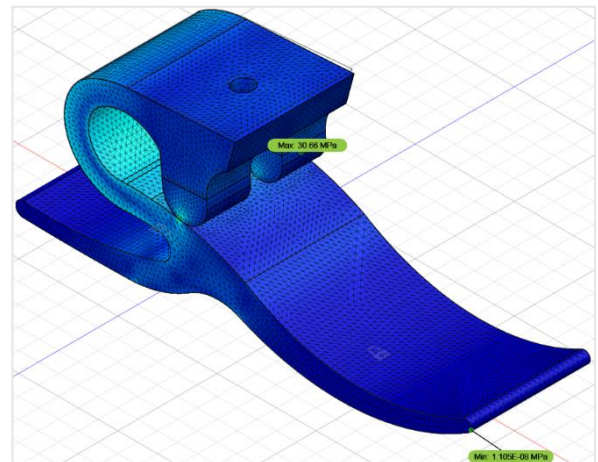


Rysunek 34 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 27,11 MPa- widok z tyłu.

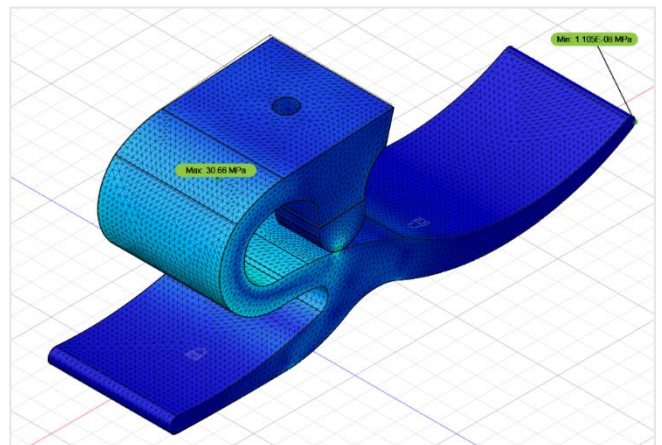
Model zbudowany z Delrin® 100P



Rysunek 31 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 30,66 MPa- widok z boku.



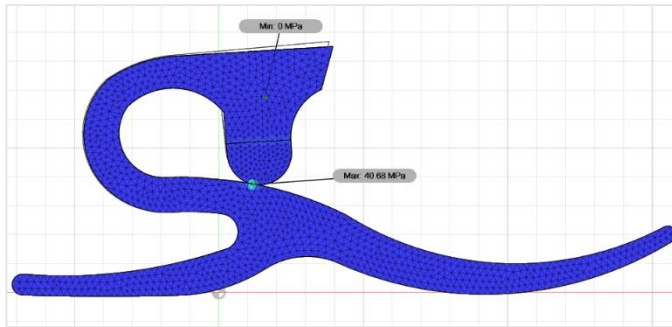
Rysunek 33 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 30,66 MPa- widok z przodu.



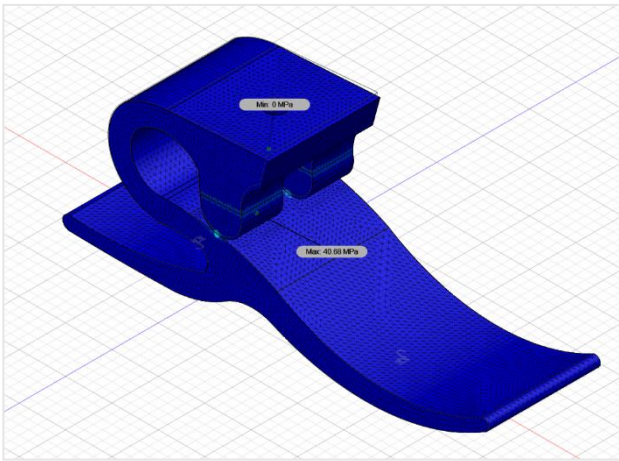
Rysunek 35 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 30,66 MPa- widok z tyłu.

3) Wyniki symulacji maksymalnego nacisku styku:

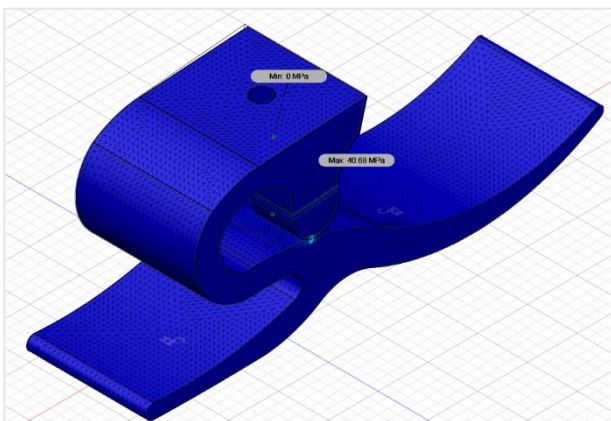
Model zbudowany z Hytrel® 8238



Rysunek 36 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 40,68 MPa- widok z boku.

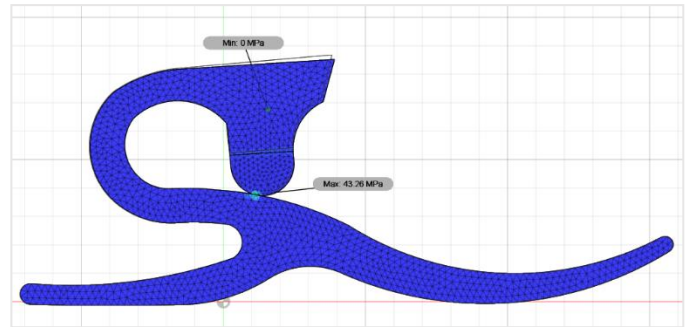


Rysunek 38 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 40,68 MPa- widok z przodu.

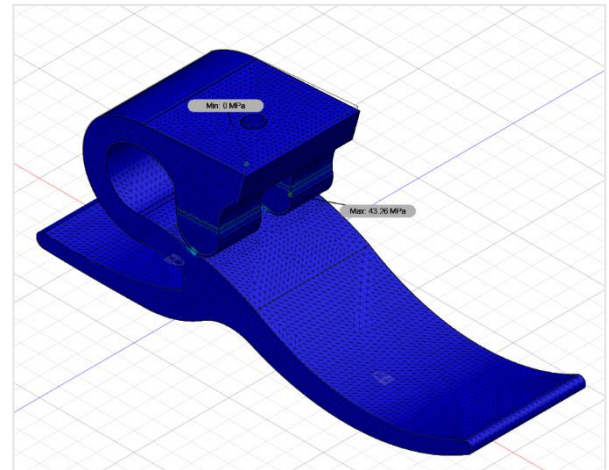


Rysunek 40 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 40,68 MPa- widok z tyłu.

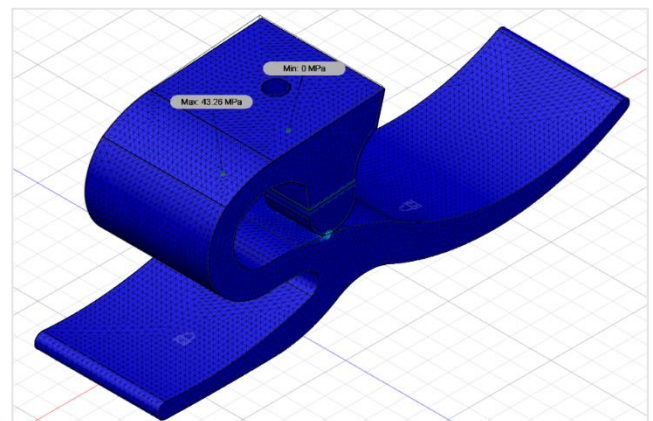
Model zbudowany z Delrin® 100P



Rysunek 37 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 43,26 MPa- widok z boku.



Rysunek 39 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 43,26 MPa- widok z góry.



Rysunek 41 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 43,26 MPa- widok z tyłu.

Porównanie uzyskanych maksymalnych wartości naprężeń, przemieszczeń i siły nacisku dla dwóch wariantów stopy Niagara.

*Tabela 1 Porównanie maksymalnych wartości naprężeń, przemieszczeń i siły nacisku.*

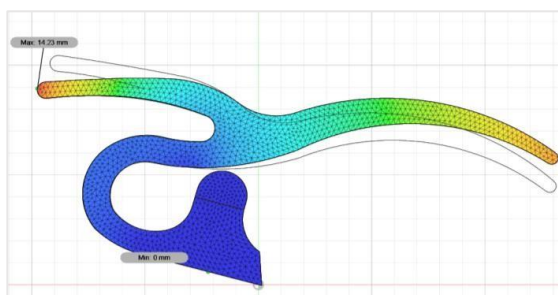
material	max przemieszczenie [mm]	max naprężenie Von Mises [MPa]	max siła nacisku [MPa]
Hytrel®8238	2,219	27,11	40,68
Delrin®100P	1,887	30,66	43,26

## Analiza statyczna: symulacja sił oddziałujących na piętę w momencie uderzenia o podłoże

Poniżej przedstawiono wyniki analizy statycznej: symulacja sił oddziałujących na piętę w momencie uderzenia o podłoże. W pierwszej sekcji przedstawiono wyniki symulacji dla maksymalnego przemieszczenia całkowitego. Na rysunkach 42, 44, 46 zaprezentowano wyniki dla materiału Hytrel, natomiast na rysunkach 43, 45, 47 dla materiału Delrin. W drugiej sekcji znajdują się wyniki symulacji maksymalnego naprężenia. Na rysunkach 48, 50, 52 przedstawione są wyniki dla materiału Hytrel, natomiast na rysunkach 49, 51, 53 dla materiału Delrin. W trzeciej sekcji zaprezentowano wyniki symulacji maksymalnego nacisku styku. Na rysunkach 54, 56, 58 przedstawione są wyniki dla materiału Hytrel, a na rysunkach 55, 57, 59 dla materiału Delrin.

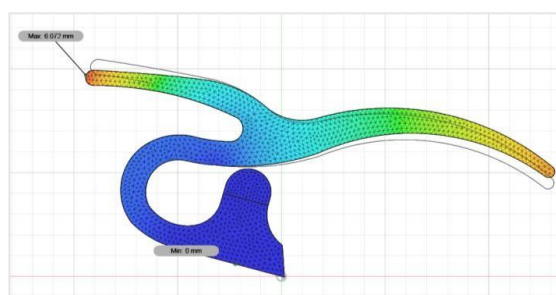
### 1) Wyniki symulacji maksymalnego przemieszczenia całkowitego:

Model zbudowany z Hytrel® 8238

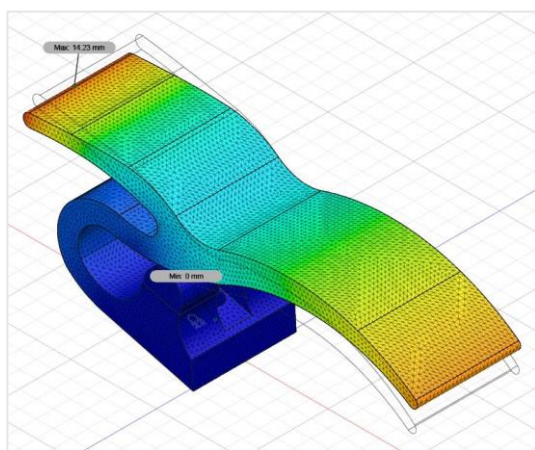


Rysunek 42 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 14,23 mm- widok z boku.

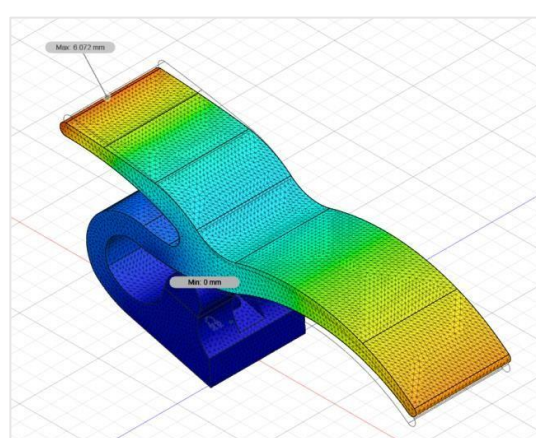
Model zbudowany z Delrin® 100P



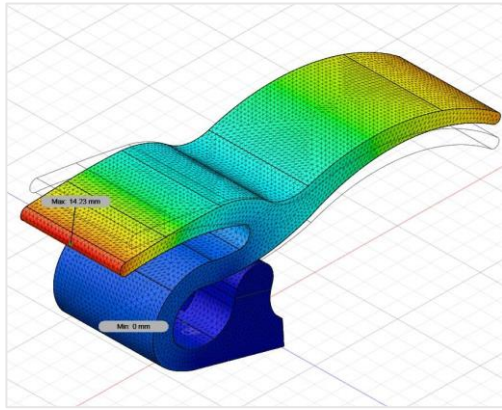
Rysunek 43 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 6,072 mm- widok z boku.



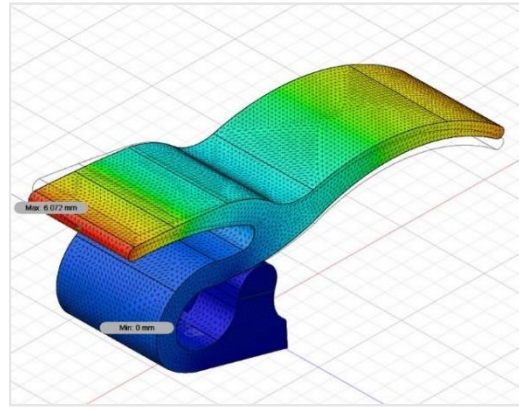
Rysunek 44 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 14,23 mm- widok z przodu.



Rysunek 45 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 6,072 mm- widok z przodu.



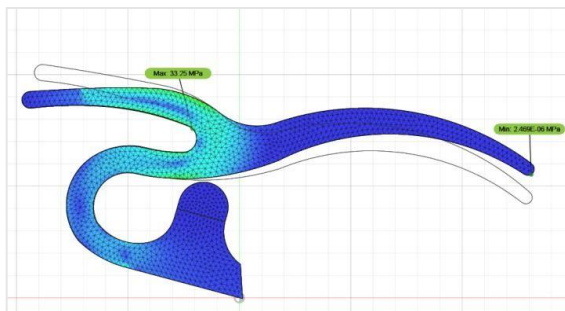
Rysunek 46 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 14,23 mm- widok z przodu.



Rysunek 47 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 6,072 mm- widok z tyłu.

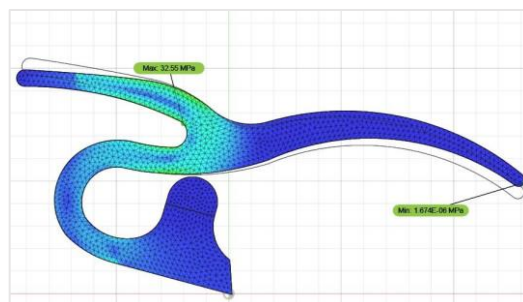
## 2) Wyniki symulacji maksymalnego naprężenia

Model zbudowany z Hytrel® 8238

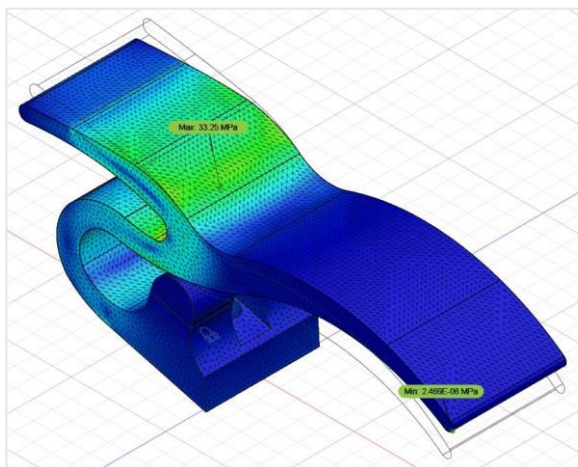


Rysunek 48 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 33,25 MPa- widok z boku.

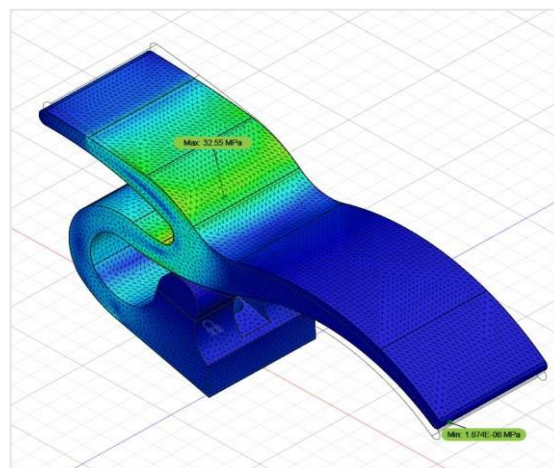
Model zbudowany z Delrin® 100P



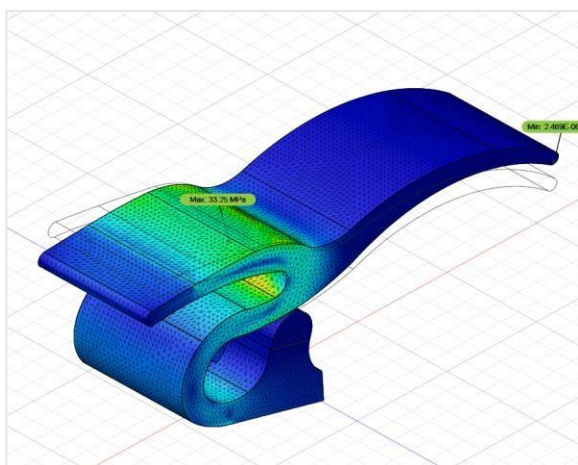
Rysunek 49 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 32,55 MPa- widok z boku.



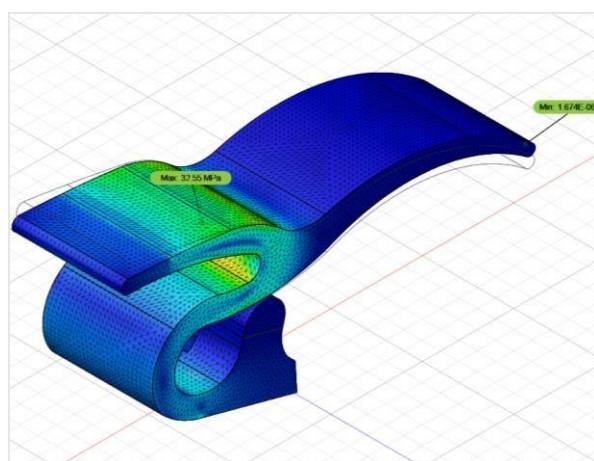
Rysunek 50 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 33,25 MPa- widok z przodu.



Rysunek 51 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 32,55 MPa- widok z przodu.



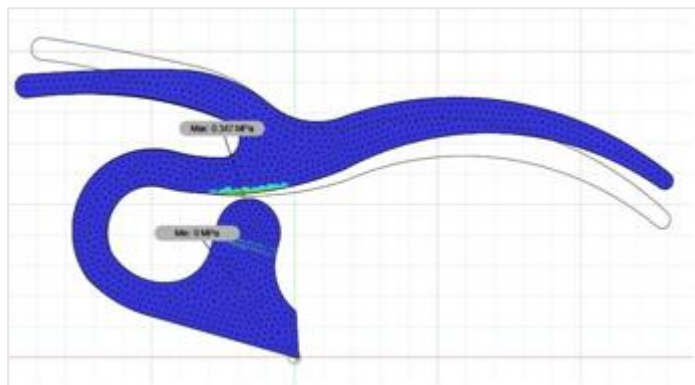
Rysunek 52 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 33,25 MPa- widok z tyłu.



Rysunek 53 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 32,55 MPa- widok z tyłu.

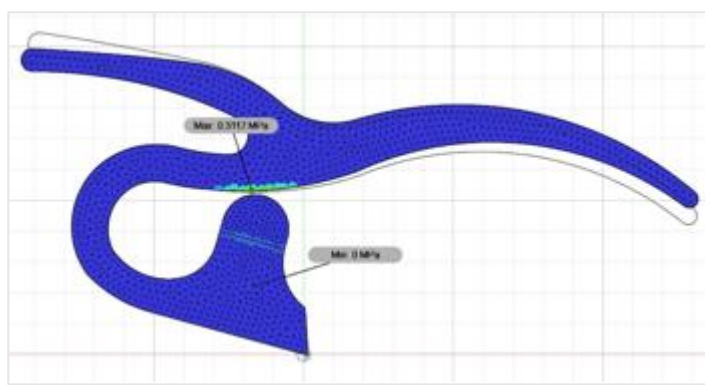
### 3) Wyniki symulacji maksymalnego nacisku styku:

Model zbudowany z Hytrel® 8238

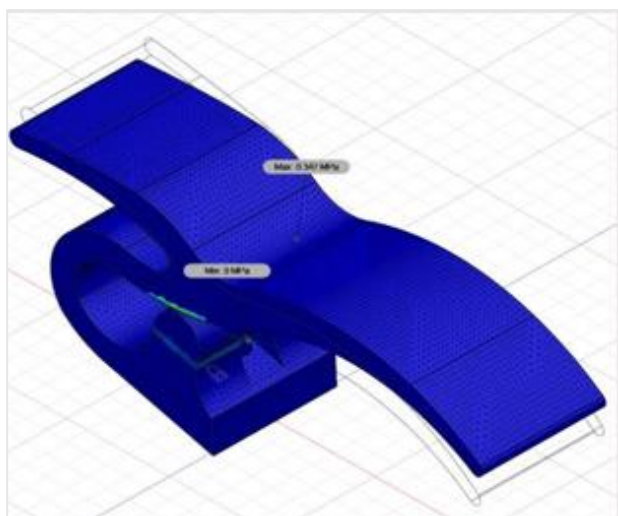


Rysunek 54 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 0,3470 MPa- widok z boku.

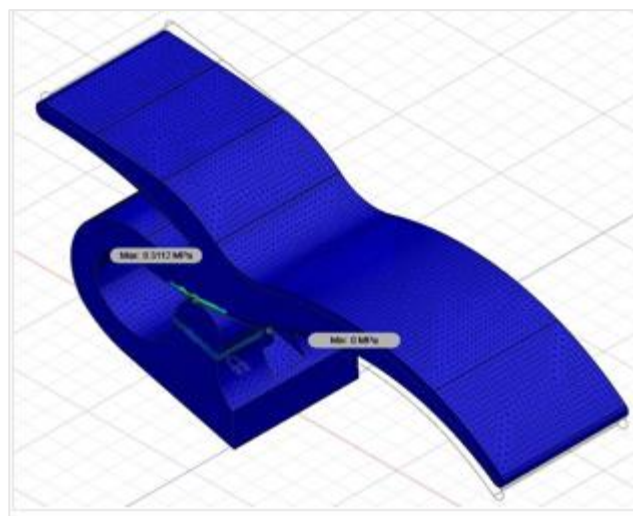
Model zbudowany z Delrin® 100P



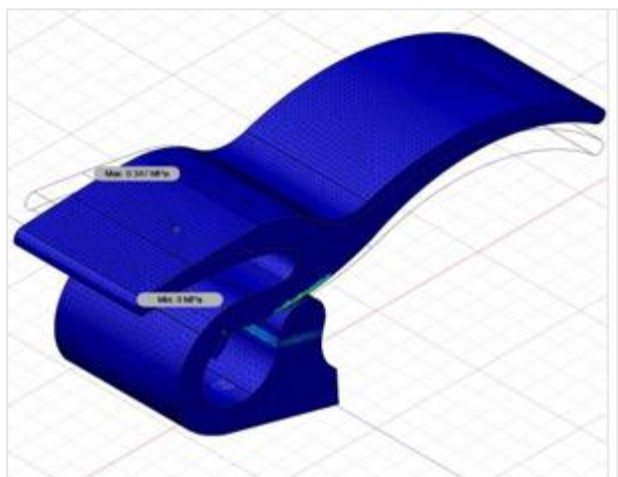
Rysunek 55 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 0,3112 MPa- widok z boku.



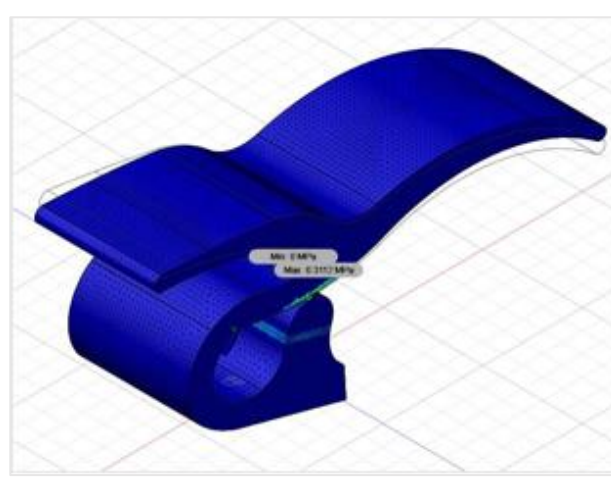
Rysunek 56 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 0,3470 MPa- widok z przodu.



Rysunek 57 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 0,3112 MPa- widok z przodu.



Rysunek 58 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 0,3470 MPa- widok z tyłu.



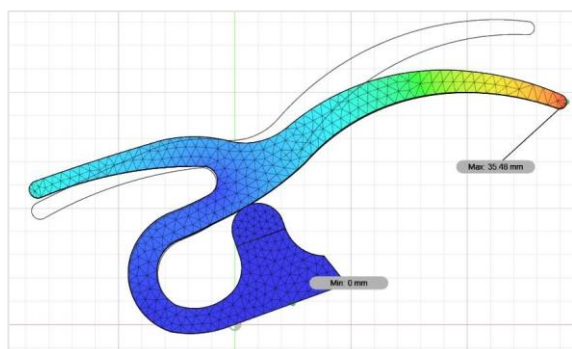
Rysunek 59 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 0,3112 MPa- widok z tyłu.

## Analiza statyczna: symulacja sił oddziałujących na palce w momencie oderwania palców

Poniżej znajdują się wyniki dla analizy statycznej: symulacja sił oddziałujących na palce w momencie ich oderwania. W pierwszej sekcji zaprezentowano wyniki dla maksymalnego przemieszczenia całkowitego. Rysunek 60, 62, 64 przedstawia wyniki dla materiału Hytrel, natomiast rysunki 61, 63, 65 dla materiału Delrin. W drugiej sekcji znajdują się wyniki symulacji maksymalnego naprężenia. Rysunek 66, 68, 70 przedstawia wyniki dla materiału Hytrel, a rysunek 67, 69, 71 wyniki dla materiału Delrin. W trzeciej sekcji zaprezentowano wyniki dla maksymalnego nacisku styku. Rysunek 72, 74, 76 przedstawia wyniki dla materiału Hytrel, a rysunek 73, 75, 77 wyniki dla materiału Delrin.

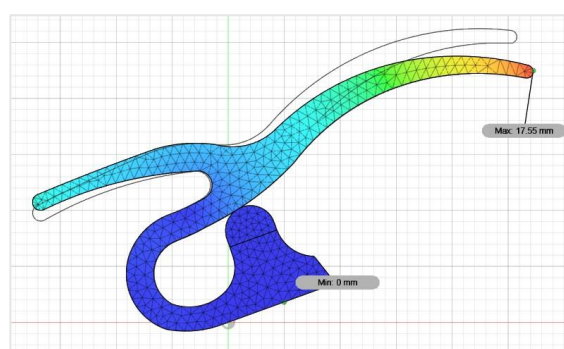
### 1) Wyniki symulacji max. przemieszczenie całkowite:

Model zbudowany z Hytrel® 8238

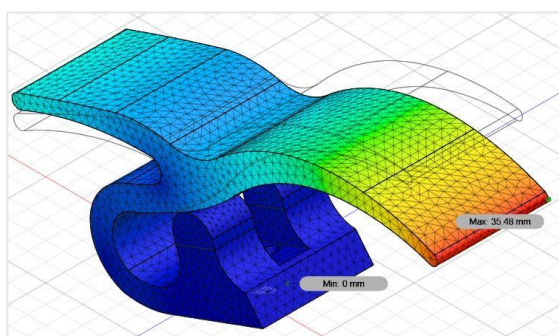


Rysunek 60 Wyniki symulacji - maksymalne przemieszczenie całkowite 35,48 mm- widok z boku.

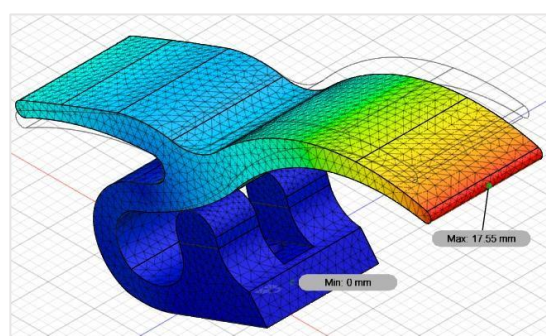
Model zbudowany z Delrin® 100P



Rysunek 61 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 17,55 mm- widok z boku.

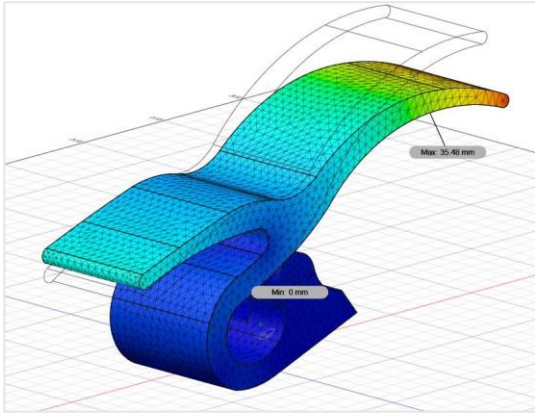


Rysunek 62 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 35,48 mm- widok z przodu.

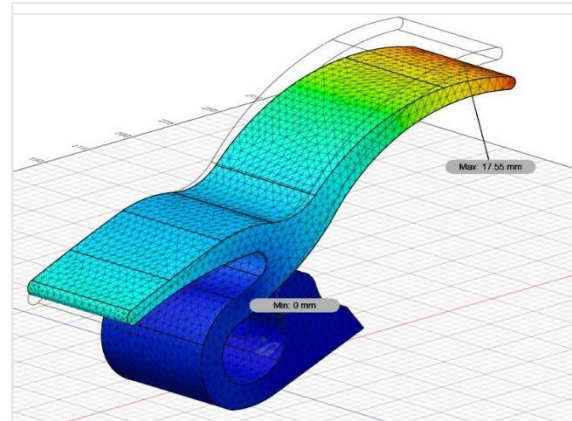


Rysunek 63 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 17,55 mm- widok z przodu.





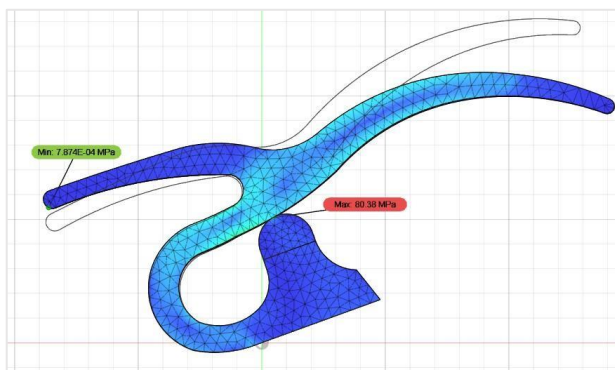
Rysunek 64 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 35,48 mm- widok z tyłu.



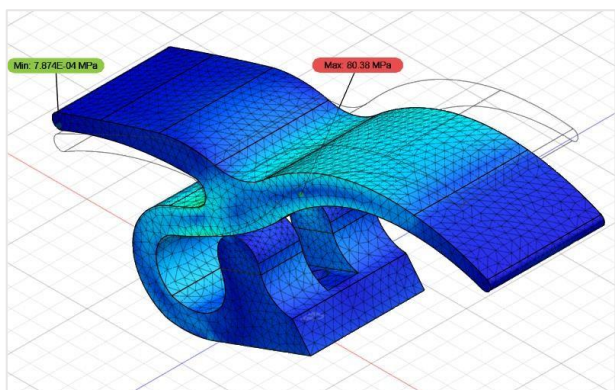
Rysunek 65 Wyniki symulacji- maksymalne przemieszczenie całkowite 17,55 mm- widok z tyłu.

## 2) Wyniki symulacji max. naprężenia

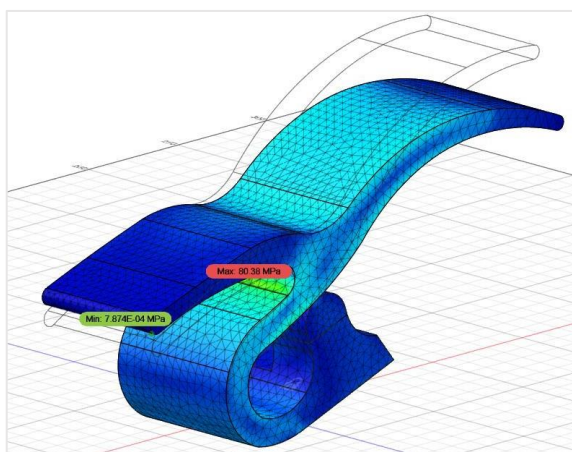
### Model zbudowany z Hytrel® 8238



Rysunek 66 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 80,38 MPa- widok z boku.

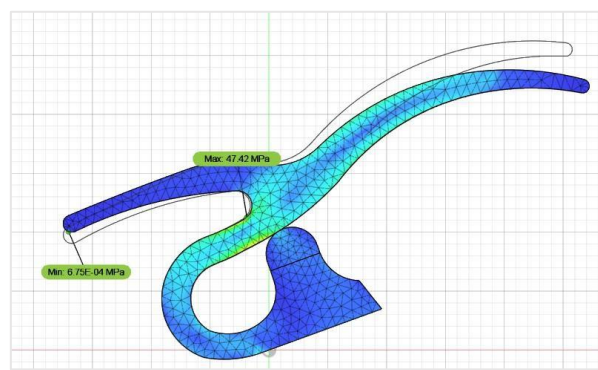


Rysunek 68 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 80,38 MPa- widok z przodu.

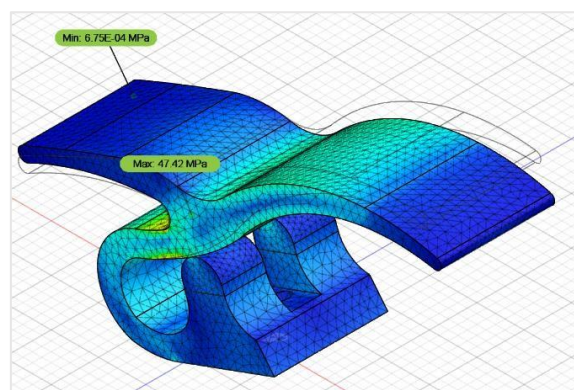


Rysunek 70 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 80,38 MPa- widok z tyłu.

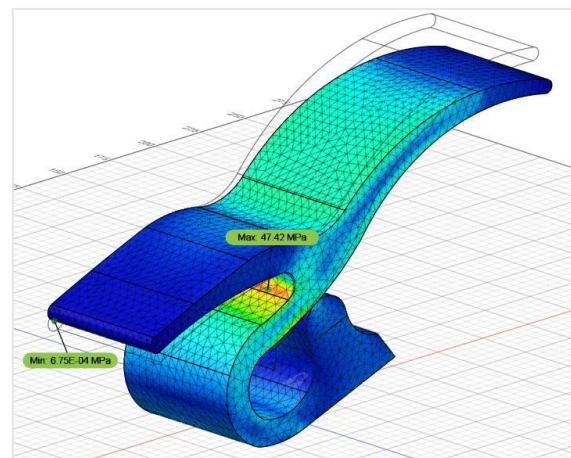
### Model zbudowany z Delrin® 100P



Rysunek 67 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 47,42 MPa- widok z boku.



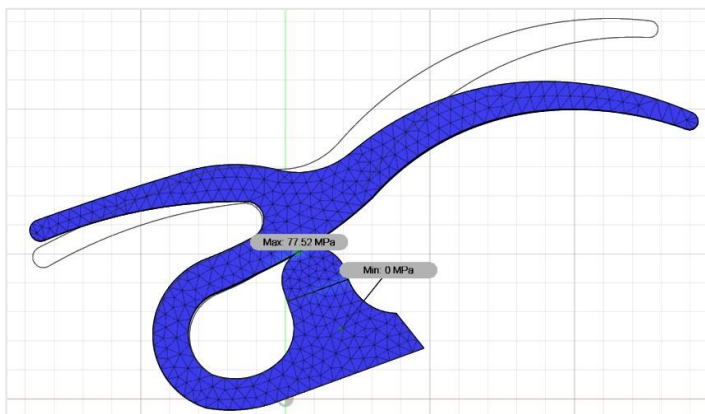
Rysunek 69 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 47,42 MPa- widok z przodu.



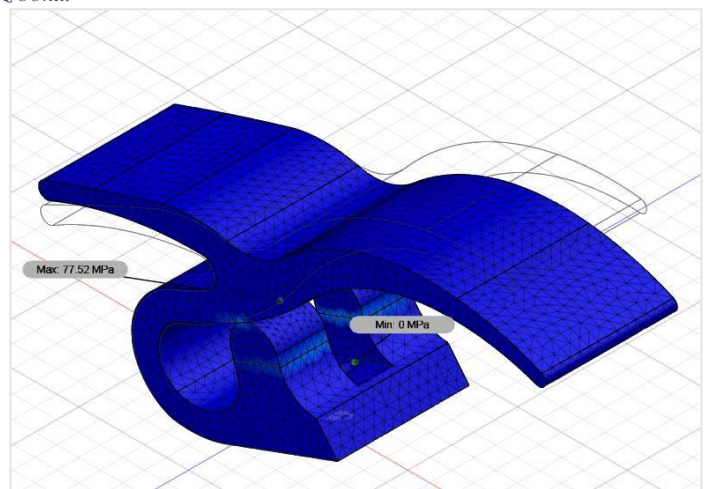
Rysunek 71 Wyniki symulacji- maksymalne naprężenia 47,42 MPa- widok z tyłu.

3) Wyniki symulacji- max. nacisk styku:

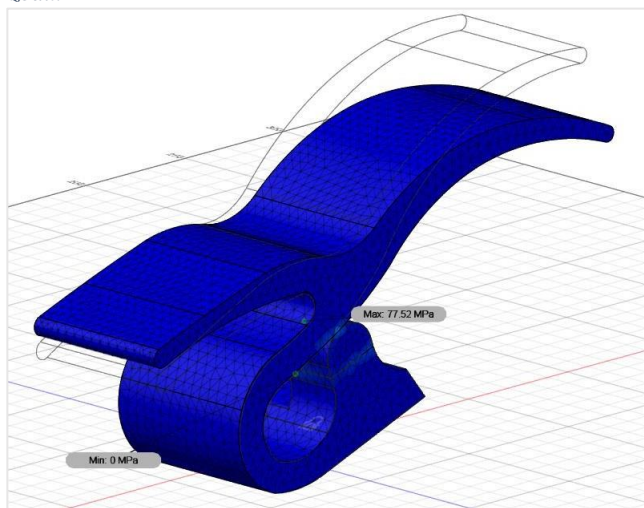
Model zbudowany z Hytrel® 8238



Rysunek 72 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 75,52 MPa- widok z boku.

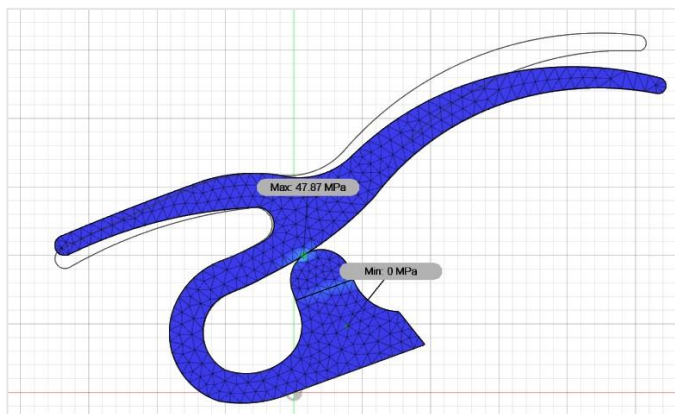


Rysunek 74 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 75,52 MPa- widok z przodu.

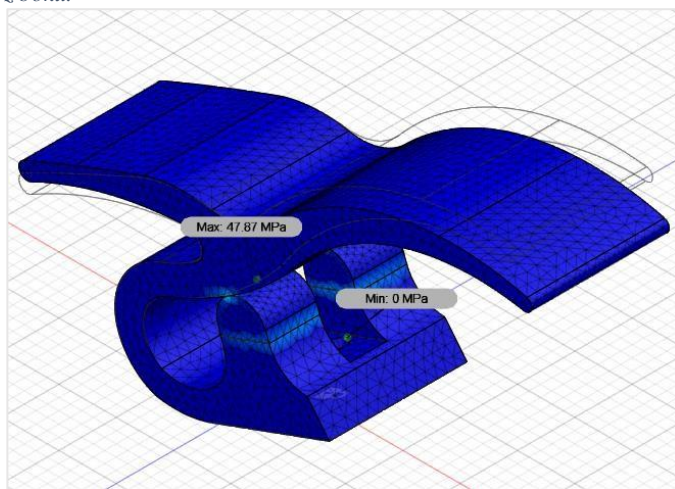


Rysunek 76 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 75,52 MPa- widok z tyłu.

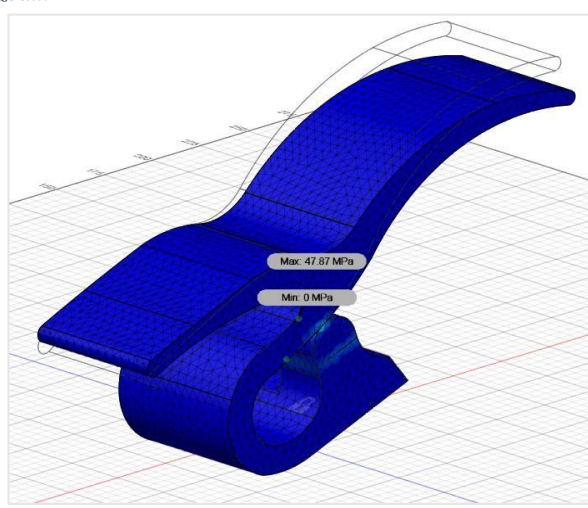
Model zbudowany z Delrin® 100P



Rysunek 73 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 47,87 MPa- widok z boku.



Rysunek 75 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 47,87 MPa- widok z przodu.

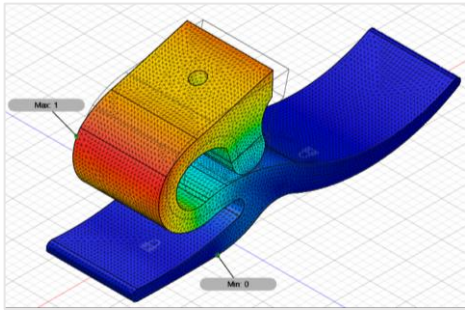


Rysunek 77 Wyniki symulacji- maksymalny nacisk 47,87 MPa- widok z tyłu.

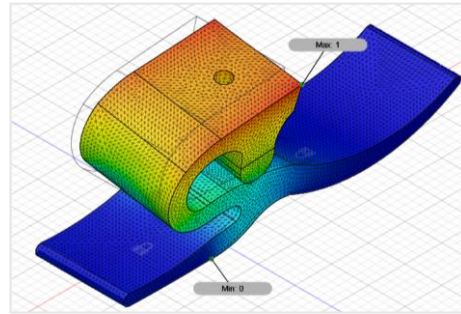
## 10. Wyniki symulacji częstości własnych

Analizę częstotliwościową wykonuje się za pomocą analizy *Modal Frequences*. Celem badania było znalezienie częstotliwości drgań własnych. Zastosowano takie same utwierdzenie jak w przypadku analizy naprężeń i odkształceń w przypadku symulacji swobodnego stania na protezie. W analizie *Modal Frequences* nie ma możliwości ustawienia takiego samego kontaktu między ciałami jak w przypadku analizy *Static Stress*. Dlatego kontakt między powierzchniami, który w poprzedniej analizie był ustawiony na *Separation* został zmieniony na dostępną opcję, czyli *Bonded*. Skalą postaci drgań własnych jest zawsze 0-1, gdzie 1 oznacza dążenie amplitudy do nieskończoności. Poniżej zaprezentowano pierwsze osiem częstotliwości własnych (leżących najbliżej 0) wraz z postacią ich drgań dla 191414 elementów. Rysunek 78 przedstawia wyniki uzyskane dla modelu wykonanego z Hytrel®8238, a rysunek 79 dla modelu wykonanego z Delrin®100P.

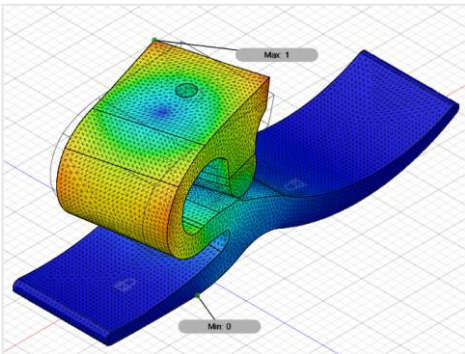
a)  $f = 203,9 \text{ Hz}$



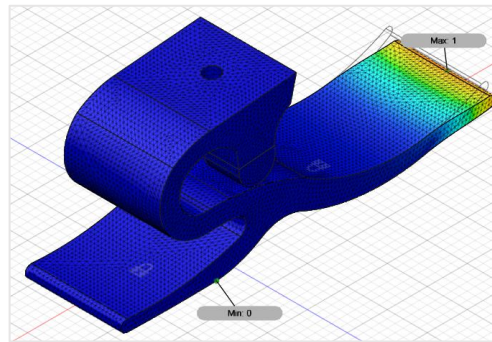
b)  $f = 384,3 \text{ Hz}$



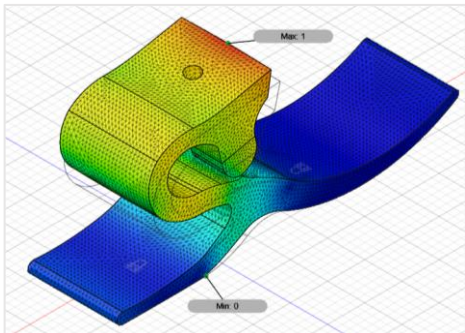
c)  $f = 689,6 \text{ Hz}$



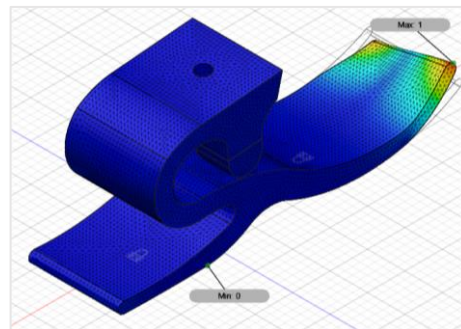
d)  $f = 839,3 \text{ Hz}$



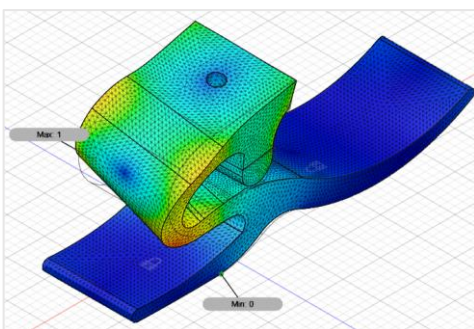
e)  $f = 859 \text{ Hz}$



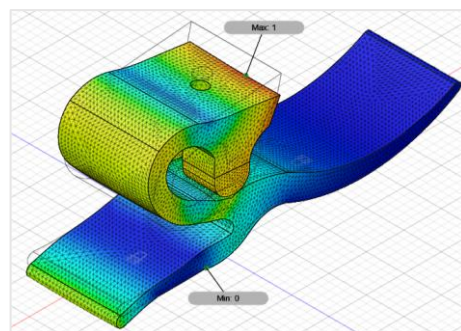
f)  $f = 1259 \text{ Hz}$



g)  $f = 1273 \text{ Hz}$

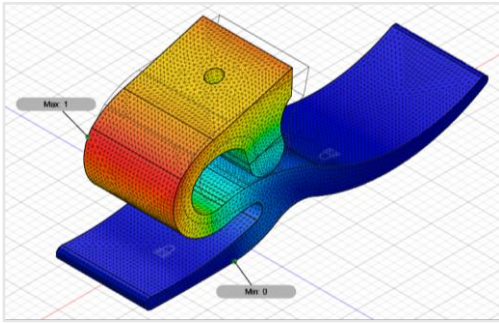


h)  $f = 1379 \text{ Hz}$

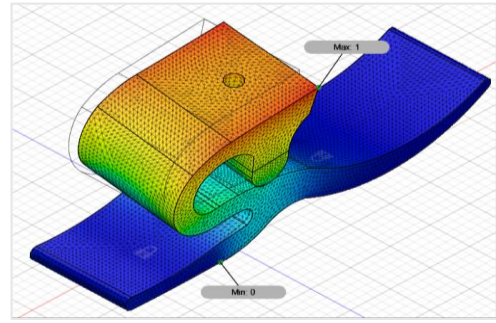


Rysunek 78 Częstotliwości drgań własnych stopy Niagara w programie Fusion 360- model wykonany z Hytrel®8238 o masie ok. 404 g.

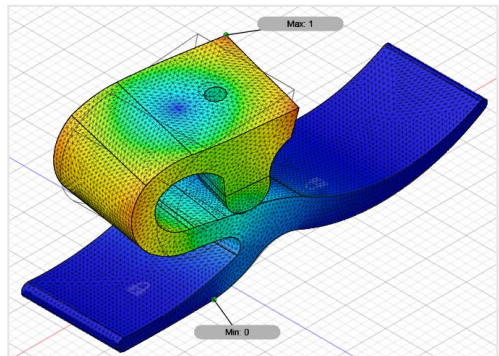
a)  $f = 295,6 \text{ Hz}$



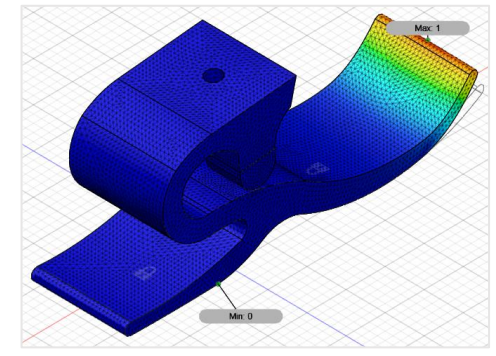
b)  $f = 566,6 \text{ Hz}$



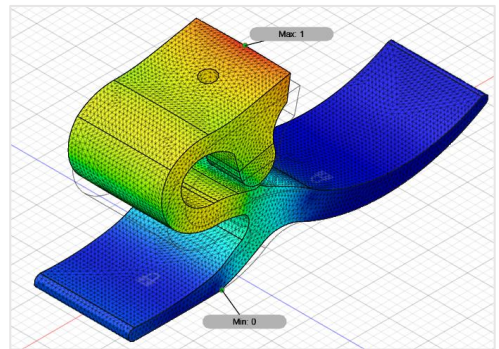
c)  $f = 1025 \text{ Hz}$



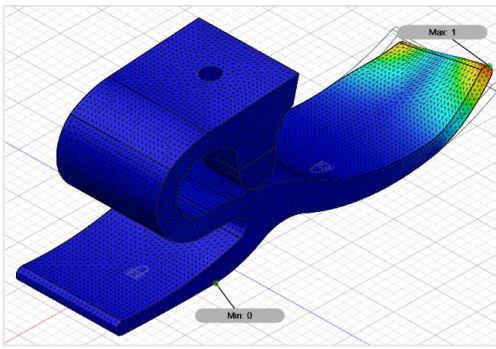
d)  $f = 1210 \text{ Hz}$



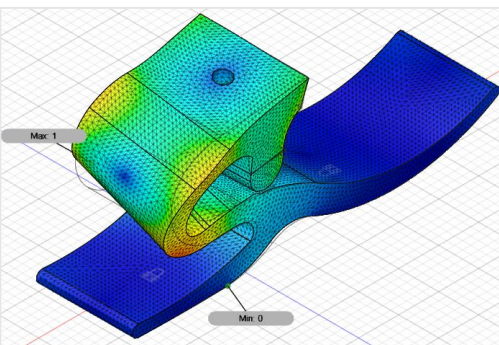
e)  $f = 1247 \text{ Hz}$



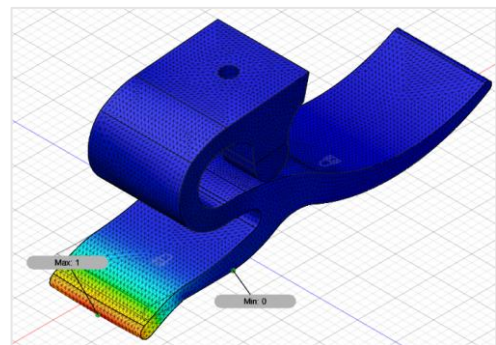
f)  $f = 1871 \text{ Hz}$



g)  $f = 1895 \text{ Hz}$



h)  $f = 1985 \text{ Hz}$



Rysunek 79 Częstotliwości drgań własnych stopy Niagara w programie Fusion 360- model wykonany z Delrin®100P o masie ok. 449 g.

Uzyskane wartości dla dwóch wariantów zebrano w tabeli 2.

*Tabela 2 Wyniki częstotliwość drgań własnych.*

Lp.	Częstotliwości dla stopy o masie 404 g [Hz]	Częstotliwości dla stopy o masie 449 g [Hz]
1	203,9	295,6
2	384,3	566,6
3	689,6	1025,0
4	839,3	1210,0
5	859,0	1247,0
6	1259,0	1871,0
7	1273,0	1895,0
8	1379,0	1985,0

## 11. Wnioski i podsumowanie

Pierwszym etapem pracy było stworzenie odpowiedniej geometrii. Na podstawie źródeł starano odtworzyć się model stopy Niagara. W tym celu wykorzystano program Autodesk Fusion 360. W programie przeprowadzono również badanie właściwości mechanicznych oraz sprawdzenie częstotliwości i postaci drgań własnych.

W pierwszej kolejności stopę poddano analizie w sytuacji swobodnego stania, gdy cały ciężar ciała spoczywał na stopie. W symulacji użyto dwóch materiałów: Hytrel8238 oraz Delrin100P. W pierwszym przypadku otrzymano maksymalne przemieszczenie całkowite o wartości 2,219 mm, maksymalne naprężenia 27,11 MPa oraz siłę nacisku między stykającymi się powierzchniami o wartości 40,68 MPa. W drugiej wersji użyto Delrin100P. Ten materiał charakteryzuje się wyższym modułem Younga od poprzedniego. W tym przypadku maksymalne przemieszczenie całkowite wyniosły 1,887 mm, maksymalne naprężenia 30,66 MPa, siła nacisku wyniosła 43,26 mm. W obu przypadkach maksymalne przemieszczenia występowały, w górnej części protezy, która najszybciej odbiera obciążenia. Zgodnie z założonymi warunkami brzegowymi, żadne przemieszczenia nie występowały w miejscu utwierdzenia. W obu przypadkach, największe naprężenia uzyskano w miejscu styku dwóch powierzchni oraz w części tylnej, w miejscu kształtem przypominającym literę S. Jest to również miejsce, gdzie w protezie pod wpływem ciężaru dochodzi do wyginania się protezy góra-dół. Model wykonany z Delrin odznaczał się większą sztywnością w porównaniu z modelem wykonanym z Hytrel.

Następnie stopę poddano analizie, w której siła przykładana jest pod kątem  $15^\circ$  w tylnej części stopy oraz pod kątem  $20^\circ$  w przedniej. Miało to symulować warunki określone w normie ISO 10328. Założono, że siła działa tak w momencie uderzenia piętą o podłoże oraz w momencie oderwania palców. Wyniki uzyskano dla dwóch różnych wielkości siatek: dla analizy, gdzie siła jest przyłożona w tylnej części stopy było to 208976 elementów, natomiast dla analizy, gdzie siła jest przyłożona w przedniej części stopy 34024 elementy. Program nie mógł dokonać obliczeń dla większego zagęszczenia, dlatego postanowiono zostać przy największym zagęszczeniu siatki, przy której otrzymano wyniki. Podobnie jak w przypadku analizy statycznej zbadano właściwości dwóch materiałów.



W analizie, gdy siła działa na tylną część stopy uzyskano odpowiednio: maksymalne przemieszczenie całkowite o wartości 14,23 mm dla Hytrel oraz 6,072 mm dla Delrin, maksymalne naprężenie 33,25 MPa dla Hytrel oraz 32,55 MPa dla Delrin, maksymalna siła nacisku 0,3470 MPa dla Hytrel i 0,3112 MPa dla Delrin. Uzyskano około dwukrotnie większe przemieszczenie całkowite dla materiału Hytrel. Zgodnie z założeniem żadne przemieszczenia nie występowały w miejscu utwierdzenia, czyli powierzchni łączącej się z adapterem. W obydwu przypadkach największe naprężenia uzyskano na powierzchni mającej kontakt z przyłożoną siłą, które przechodziły do części, gdzie występuje łuk stopy (kształt przypominający literę S). Naprężenia nie docierają do miejsca przyłączenia adaptera. Wartość nacisku styku była zbliżona w obydwu materiałach.

W analizie, gdy siła działa na przednią część stopy wartości przemieszczeń całkowitych wynosiły odpowiednio: 35,48 mm dla Hytrel oraz 17,55 mm dla Delrin. Maksymalne naprężenia to 80,38 MPa dla Hytrel oraz 47,42 MPa dla Delrin oraz nacisk styku wynosił 75,52 MPa dla Hytrel oraz 47,87 MPa dla Delrin. Tutaj również zgodnie z założonymi warunkami brzegowymi nie występowały przemieszczenia w miejscu utwierdzenia, czyli powierzchni łączącej się z adapterem. W obydwu przypadkach największe skupisko naprężeń występuje na dolnej powierzchni łuku stopy. Dla materiału Hytrel jest ono ok. 1,7 razy większe niż dla Delrin. Podobnie jest z maksymalnym naciskiem styku, który jest ok. 1,6 razy większy dla modelu zbudowanego z Hytrel. Wiąże się to z większym przemieszczeniem całkowitym występującym w przedniej części stopy. Obszar styku może być najbardziej narażony na zużycie.

Model wykonany z Delrin odznacza się większą sztywnością, niż model wykonany z Hytrel. Znaczne odkształcenia takiej konstrukcji mogą potwierdzić jej zadanie jakim jest akumulacja energii na skutek odkształceń w fazie podporowej. Może się to pozytywnie przełożyć na zmniejszenie wymaganego wysiłku mięśniowego przez użytkownika. W obydwu wariantach obszar pięty odznaczał się większą sztywnością niż obszar palców. Wg danych literaturowych, w przypadku stopy SACH zarówno obszar palców jak i pięty charakteryzuje się podobną sztywnością, co przekłada się na większą stabilność podczas chodu, jednak stopa ta nie umożliwia zwrotu energii.

Podczas symulacji zastosowano tylko statyczne obciążenia. Proteza przeznaczona do codziennego użytku musi wytrzymywać większe obciążenia. Symulację należałoby

rozszerzyć o analizę obciążeń występujących w chodzie, która powinna być kierunkiem dalszych badań.

Oba warianty stopy zostały poddane również analizie częstotliwości i postaci drgań własnych. Najmniejsze wartości otrzymano dla 203,9 Hz dla modelu wykonanego z Hytrel oraz 295,6 Hz dla modelu wykonanego z Delrin. Modele różniły się masą (404 g i 449 g) oraz sztywnością. Rodzaje deformacji w dwóch wariantach są podobne. W pierwszym, drugim, trzecim, piątym oraz siódmym przypadku odkształca się głównie górna część protezy. Dla czwartej i szóstej częstotliwości deformacji podlega przednia część protezy. Wyjątkiem jest różny kierunek deformacji w czwartym przypadku. Dla modelu wykonanego z Hytrel występuje wygięcie przodu protezy ku dołowi, natomiast dla modelu wykonanego z Delrin wygięcie jest ku górze. W przypadku ósmej częstotliwości dla modelu wykonanego z Delrin odkształceniu podlega tylna część protezy, natomiast dla materiału wykonanego z Hytrel odkształca się górny obszar, będący łącznikiem z pozostałymi częściami protezy. Stopa była projektowana z myślą o ludziach z krajów rozwijających się, w głównej mierze pracujących na polach, natomiast otrzymane częstotliwości mogą charakteryzować np. pracę niektórych maszyn. Dlatego, można stwierdzić, że w warunkach codziennego użytku wystąpienie takich częstotliwości jest niewielkie, a użytkowanie jest bezpieczne.

## **Streszczenie**

W pracy przedstawiono stopy protezowe stosowane w krajach rozwijających się. W szczególności skupiono się na stopie Niagara. Na część teoretyczną składa się omówienie anatomii oraz biomechaniki kończyny dolnej oraz przedstawienie zagadnień związanych z mechaniką ciała stałego. W części praktycznej, za pomocą programu Autodesk Fusion 360 przeprowadzono symulację własności mechanicznych i częstotliwości drgań własnych z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych w trzech przypadkach. W symulacji użyto dwa materiały.

## **Abstract**

The aim of this study is to present the lower-limb prosthetic technologies used in the developing countries. The theoretical part consist of a review of the anatomy and biomechanics of the lower limb as well as an introduction to structural mechanics. The model of Niagara foot was designed in Autodesk Fusion 360. Then, mechanical properties and natural frequencies were tasted using the Finite Element Method. The analysis was conducted in three different cases using two materials.

## Bibliografia

- [1] „World Report On Disability,” 2011. [Online]. Available: [https://www.who.int/disabilities/world\\_report/2011/report.pdf](https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/report.pdf).
- [2] „WHO standards for prosthetics and orthotics, Contents: Part 1. Standards; Part 2. Implementation manual,” 2017. Available: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259209/9789241512480-part1-eng.pdf0>. [Data uzyskania dostępu: Styczeń 2020].
- [3] Sagawa Y., Turcot K., Armand S., „Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review *Gait Posture* 33,” pp. 511-526, 2011.
- [4] Whittle M.W., Levine D., Richards J., Whittle Analiza chodu, wydanie I, Wrocław: Elsevier Urban & Partner, 2014.
- [5] „Prosthetics in developing countries,” 2006. [Online]. Available: <http://www.doc-developpement-durable.org/file/sante-hygiene-medecine/handicaps/Protheses-Propylene/DevelopingCountries.pdf>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [6] „Projekt Amputacja,” [Online]. Available: <http://projektamputacja.pl/poziomy-amputacji-konczyny-dolnej/>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [7] Woźniak W., Anatomia człowieka, podręcznik dla studentów i lekarzy, wydanie 2 poprtawione i uzupełnione, Wrocław: Elsevier Urban & Partner, 2010.
- [8] Praca zbiorowa pod red. Tejszerskiej D., Świtońskiego E., Gzika M. :Biomechanika narządu ruchu człowieka, Gliwice: wyd. Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczno-Technologiczny, Politechnika Śląska, 2011.
- [9] Perry J., Gait Analysis, Normal and Pathological Function, Thorofare, New Jersey, : SLACK Incorporated, 1992.
- [10] inovaMed, „Protezy podudzia,” [Online]. Available: <http://protezykonczyn.com/protezy/nogi/podudzie/>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [11] Andrysek J., „Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: A review of literature from 1994–2010,” *Prosthetics and Orthotics International*, p. 34(4): 378–398, December 2010.
- [12] „Manufacturing Guidelines, Trans-Tibial Prosthesis,” ICRC, [Online]. Available: <https://www.icrc.org/en/doc/assets/files/other/eng-transtibial.pdf>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [13] Przeździecki B., Woźniowski M., Gieremek K., Janicki Sz., Wyroby medyczne. Zaopatrzenie indywidualne, Warszawa: PZWL, 2016.
- [14] Taahirah M., Gonasagren G., Mariette C., „Light Metals for the Functional Requirements of Developing World Lower Extremity Paediatric Prosthetics: A Review of Current Material & Technology Trends,” *Materials Science Forum, Trans Tech Publications, Switzerland*, pp. Vols. 828-829, pp 499-505, 2015.
- [15] Adalarasu K., Jagabbath M., Mathur M.K., „Comparison on Jaipur, SACH and Madras Foot,” *International Journal of Advanced Engineering Sciences and Technologies Vol No. 4, Issue No. 1.*, pp. 187 - 192.
- [16] Arya A.P., Lees A., Nirula H.C., Klenerman L., „A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces,” *Prosthetics and Orthotics International*, pp. 37-45, May 1995.
- [17] „Comparison of the International Committee of the Red Cross Foot With the Solid Ankle Cushion Heel Foot During Gait: A Randomized Double-Blind Study,” [Online]. Available: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(13\)00280-3/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(13)00280-3/pdf).

- [18] Olesnavage K.M., Winter A. G., „Design and qualitative testing of a prosthetic foot with rotational ankle and metatarsal joints to mimic physiological roll-over shape,,” w *Proceedings of the ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE*, Boston, 2015.
- [19] „JaipurFoot,” Bhagwan Mahaveer Viklang Sahayata Samiti, [Online]. Available: <https://www.jaipurfoot.org/#ex5>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [20] Houdijk H., Wezenberg D., Hak L., Cutti A.G., „Energy storing and return prosthetic feet improve step length symmetry while preserving margins of stability in persons with transtibial amputation,,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018.
- [21] „Prosthetic Feet,” [Online]. Available: [https://www.physio-pedia.com/Prosthetic\\_Feet](https://www.physio-pedia.com/Prosthetic_Feet). [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [22] Gabryszewski Z., *Teoria sprężystości i plastyczności*, Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2001.
- [23] Idczak E., *Optymalizacja topologiczna dwufazowych metamateriałów auksetycznych. Rozprawa doktorska*, Poznań: Politechnika Poznańska, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Technicznej, 2019.
- [24] Nowak B., *Modelowanie dynamiki układu kość-implant. Badania numeryczne i eksperymentalne*, Bydgoszcz: Uniwersytet Kazimierza Wielkiego, Wydział Matematyki Fizyki i Techniki, Instytut Mechaniki Środowiska i Informatyki Stosowanej, 2009.
- [25] Taylor R.L. *The Finite Element Method, Vol. 1-3: The Basis, Solid Mechanics, Fluid Dynamics (5th ed.)*, Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000.
- [26] Ostwald M., *Podstawy wytrzymałości materiałów*, Poznań: Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2003.
- [27] „Niagara Foot®,” [Online]. Available: <http://www.niagarafoot.com/niagarafoot/index.html>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [28] Schmitz A., *Stiffness analyses for the design development of a prosthetic foot*, University of Wisconsin-Madison, 2007.
- [29] „Hytrel® 8238,” DuPont, [Online]. Available: <https://dupont.materialdatacenter.com/products/datasheet/SI/Hytrel@%208238>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [30] „Delrin® 100P,” DuPont, [Online]. Available: <https://dupont.materialdatacenter.com/products/datasheet/SI/Delrin@%20100P%20BK602>. [Data uzyskania dostępu: luty 2020].
- [31] Bryant J.T., Ziolo T., „Technical Report - Niagara Foot Pilot Study in Thailand,” Department of Mechanical Engineering Queen's University, Kingston, Kanada, 2001.