

POLITECHNIKA POZNAŃSKA  
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA



Antończyk Sebastian

Chmara Paweł

Grus Sebastian

Inżynieria biomedyczna

Semestr VI, rok trzeci, protetyka

**Analiza wytrzymałościowa części endołącznika protezy  
podudzia z regulowaną długością**

Projekt zaliczeniowy

Modelowanie i symulacja zagadnień biomedycznych

Prowadzący: dr hab. Tomasz Stręk, prof. nadzw.

Poznań 2017

# *Spis treści*

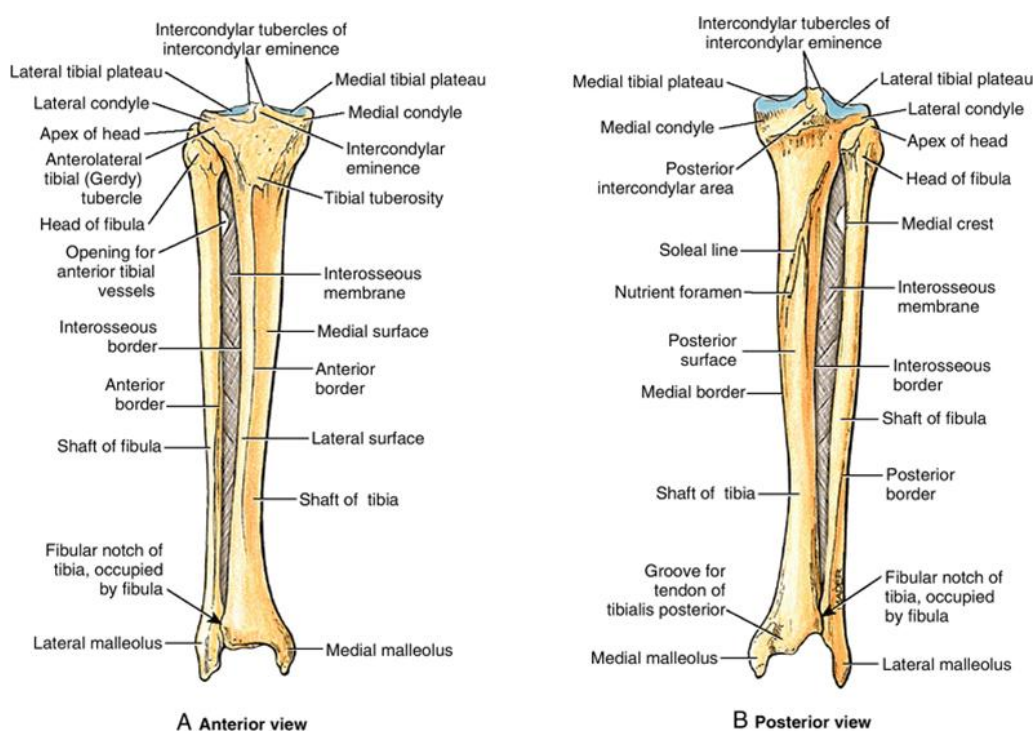
<b>1. WSTĘP TEORETYCZNY</b>	<b>2</b>
<b>1.1. ANATOMIA PODUDZIA</b>	<b>2</b>
<b>1.2. METODA ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH</b>	<b>4</b>
<b>2. CEL I ZAŁOŻENIA PROJEKTU</b>	<b>5</b>
<b>3. CHARAKTERYSTYKA MATERIAŁÓW</b>	<b>5</b>
<b>4. MODEL SYMULOWANEGO ELEMENTU</b>	<b>6</b>
<b>5. SYMULACJA</b>	<b>7</b>
<b>5.1. WARUNKI POCZĄTKOWE</b>	<b>7</b>
<b>5.2. ALUMINIUM</b>	<b>9</b>
<b>5.3. STAL 316L</b>	<b>11</b>
<b>5.4. TYTAN</b>	<b>13</b>
<b>5.5. POLIETYLEN O ULTRAWYSOKIEJ MASIE CZĄSTECZKOWEJ</b>	<b>15</b>
<b>5.6. KOMPOZYT WŁÓKNA WĘGLOWEGO</b>	<b>17</b>
<b>6. PODSUMOWANIE I WNIOSKI</b>	<b>19</b>
<b>LITERATURA</b>	<b>20</b>

# 1. Wstęp teoretyczny

## 1.1. Anatomia podudzia

Podudzie fragment części wolnej kończyny dolnej, położony pomiędzy stawami: kolanowym i skokowym górnym. W skład podudzia, zwanego również golenią, wchodzi dwie kości: *tibia*, czyli kość piszczelowa oraz *fibula*, czyli kość strzałkowa. Obie kości należą do grupy kości długich i zbudowane są z trzonu i dwóch końców oraz są połączone błoną międzykostną. [1,2]

Poniżej końca bliższego znajduje się guzowatość piszczeli, miejsce mięśnia czworogłowego uda, głównego prostownika stawu kolanowego, natomiast jego antagonistą, mięsień dwugłowy uda, swój przyczep końcowy ma na głowie strzałki. Przyśrodkowy odcinek dalszego końca głowy kości strzałkowej tworzy tzw. kostkę przyśrodkową, natomiast kostkę boczną tworzy koniec dalszy kości strzałkowej. [1,2]

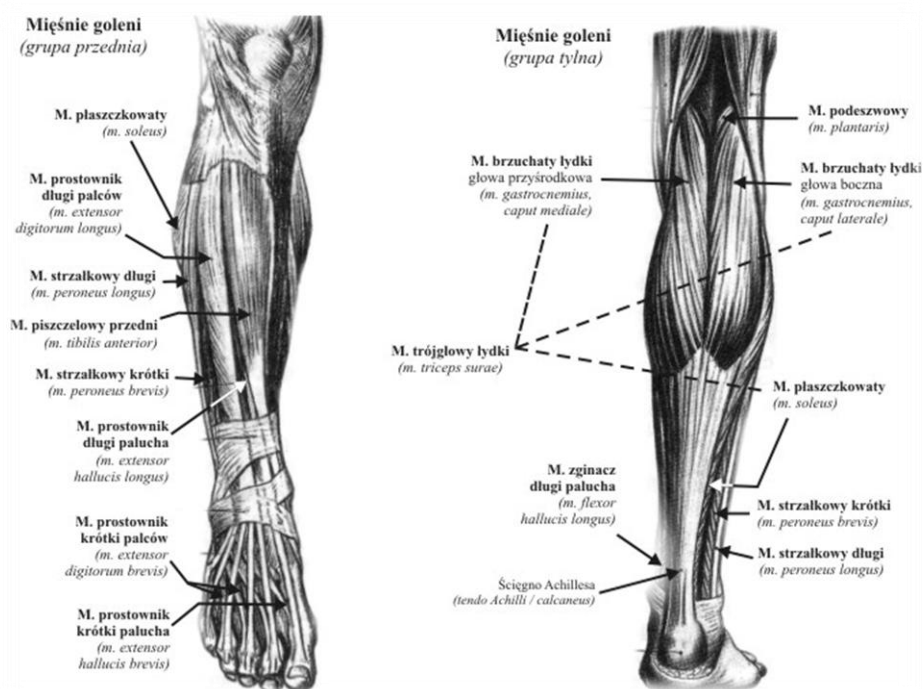


Rys. 1.1.1 Budowa kości podudzia

Źródło: <http://boneandspine.com/wp-content/uploads/2015/10/tibia-fibula-interosseous-membrane.png>

Mięśniówka podudzia dzieli się na trzy grupy: przednią, tylną i boczną. Do grupy przedniej należą mięśnie: piszczelowy przedni, prostownik długi palców i prostownik długi palucha. Cała grupa jest unerwiona przez nerw strzałkowy głęboki, natomiast unaczynienie pochodzi od tętnicy piszczelowej przedniej. Na grupę boczną składa się mięsień strzałkowy długi oraz mięsień strzałkowy krótki, które są unaczynione przez tętnicę strzałkową oraz tętnicę piszczelową przednią, natomiast unerwia je nerw strzałkowy powierzchowny. Najliczniejszą grupą jest grupa tylna, która dzieli się na dwie warstwy: głęboką i powierzchowną. Mięśnie powierzchowne to mięsień trójgłowy łydki, który składa się z mięśni brzuchatego i płaszczkowatego łydki, oraz mięśni

podeszwowy. Warstwę głęboką tworzą mięśnie: podkolanowy, piszczelowy tylny, podeszwowy, zginacz długi palców oraz zginacz długi palucha. Cała grupa tylna mięśni jest unerwiona przez nerw piszczelowy, natomiast unaczyniona przez tętnicę podkolanową lub jej gałęzi, czyli tętnicę piszczelową tylną i strzałkową. [1]



Rys. 1.1.2. Mięśnie podudzia

Źródło: [http://www.homunculus.ug.edu.pl/wg/pliki/anatomia/mm\\_goleni.jpg](http://www.homunculus.ug.edu.pl/wg/pliki/anatomia/mm_goleni.jpg)

Przez podudzie przebiegają dwie główne tętnice, będące gałęziami tętnicy podkolanowej, tj. tętnica piszczelowa przednia oraz tętnica piszczelowa tylna, które zaopatrują tkanki w obrębie podudzia oraz stopy. Żyły głębokie zbierające krew z tkanek stopy oraz podudzia to długa żyła odpiszczelowa przechodząca w żyłę udową oraz krótka żyła odstrzałkowa, która przechodzi w żyłę podkolanową. [1]



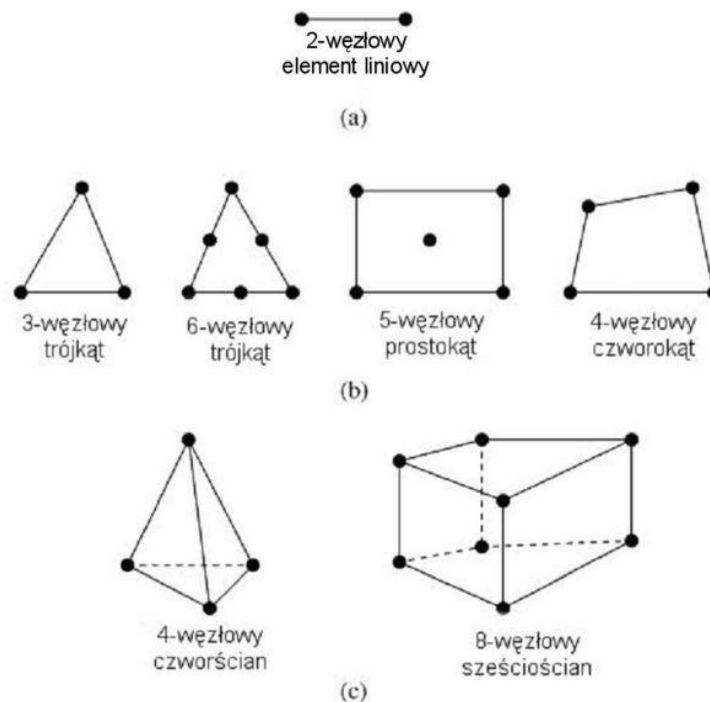
Rys. 1.1.3. Układ tętniczy podudzia

Źródło: [http://img.mp.pl/layouts/bazy/atlas/ug/rys/r05\\_01.jpg](http://img.mp.pl/layouts/bazy/atlas/ug/rys/r05_01.jpg)

## 1.2. Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych polega na dyskretyzacji powierzchni lub objętości obiektu. Dyskretyzacja jest procesem podziału na mniejsze proste elementy, w tym przypadku zazwyczaj trójkąty lub czworościany, czyli elementy skończone. Taka metoda aproksymacji pozwala na łatwiejsze obliczanie równań różniczkowych dla obiektu. Każdy element ma wierzchołki opisane współrzędnymi, a czasem pomiędzy wierzchołkami dodawane są kolejne punkty, dzięki czemu polepsza się przybliżenie. Niestety, nigdy nie będzie to idealne odwzorowanie rzeczywistości. Zawsze mogą pojawić się błędy modelu, odwzorowania, zaokrąglenia i inne. Jednak zazwyczaj te błędy nie mają znaczącego wpływu na obliczenia i są pomijane. [3]

# Metoda Elementów Skończonych



## 2. Cel i założenia projektu

Celem projektu jest analiza wytrzymałościowa dolnej części endołącznika pod kątem naprężeń Von Mises'a i przemieszczenia elementu pod wpływem działającej siły oraz porównanie materiałów, z których wykonany jest badany element. Do symulacji wykorzystano program Comsol Multiphysics.

Zakładane są następujące kryteria:

- ✓ Na trzon działa ciśnienie 2784407 Pa – odpowiada obciążeniu jakie wyzwoli upadek pacjenta o masie 130 kg
- ✓ Na hak działa ciśnienie 1200000 Pa – odpowiada sile tnącej linki utrzymującej wszystkie elementy protezy jako całość wywieranej na hak

## 3. Charakterystyka materiałów

Materiały zostały dobrane pod względem użyteczności i kontrastu między sobą. Najlepszym materiałem do wykonania badanego elementu powinno być aluminium 7075 ze względu na wysoką wytrzymałość, lekkość, łatwość w obróbce i stosunkowo niską cenę. Ten materiał stanowił punkt odniesienia dla innych materiałów. [4]

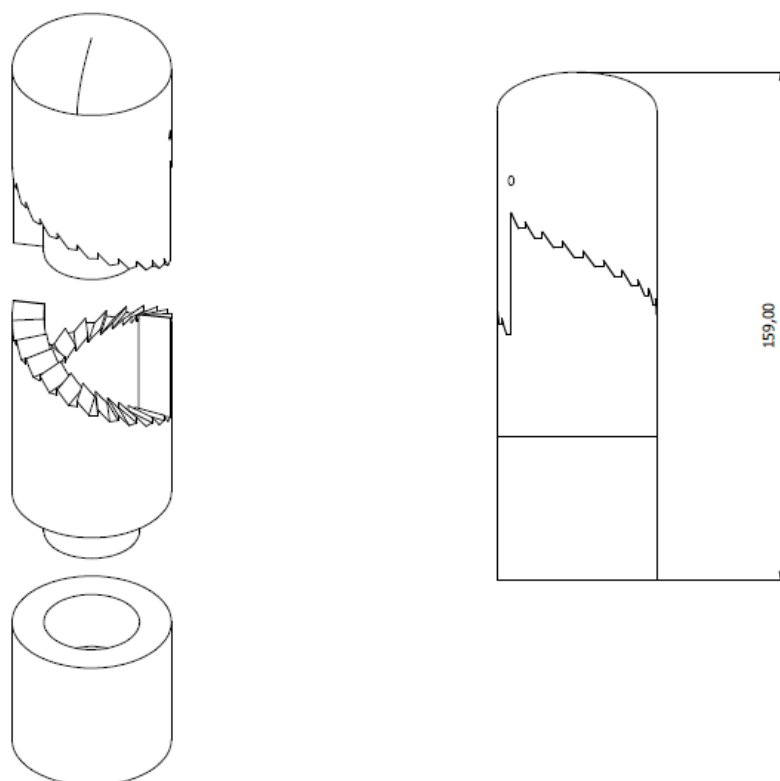
Następnym wyborem był tytan. O wiele droższy metal, trudniejszy w obróbce, lecz nieco bardziej wytrzymały. Przeciwnie do tego wytypowana została stal 316L. Bardzo tani stop, o niższych właściwościach mechanicznych i znacznie cięższy od tytanu oraz aluminium. Kolejnym materiałem stosowanym na protezy kończyn jest włókno węglowe, kompozyt składający się z plecionego włókna węglowego przesączonego żywicą. Jest stosunkowo niedrogi, ma zadowalające właściwości mechaniczne, a jego proces przetwórczy jest łatwy do zautomatyzowania. Ostatnim materiałem jest polietylen o ultrawysokiej masie cząsteczkowej (UHMWPE - Ultra High Molecular Weight Polyethylene). Jest to lekkie i niezbyt drogie tworzywo sztuczne, z którego można masowo wytwarzać elementy, tak jak nie byłoby to możliwe w przypadku innych materiałów. [4]

Tab. 3.1. Właściwości materiałów [4]

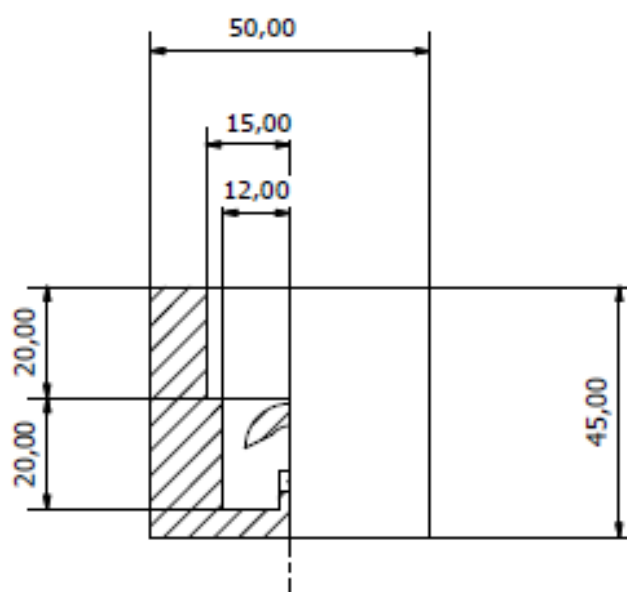
Material	Aluminium 7075	Tytan	PE-UHMW	Stal 316L	Włókna węglowe dwukierunkowe
Moduł Younga E [GPa]	71.7	116	0.450	200	0.0905
Gęstość $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	2810	4507	940	8000	1550
Liczba Poissona N [-]	0.33	0.34	0.46	0.30	0.27

#### 4. Model symulowanego elementu

Dolny element endołącznika ma kształt tulei – jego górna powierzchnia jest płaska, ponieważ na niej obraca się dolny element ruchomy. Wewnątrz jest zamocowany haczyk, na którym zamocowana jest linka utrzymująca wszystkie części endołącznika razem podczas podnoszenia kończyny. Na Rys. 4.1. pokazany jest cały endołącznik, natomiast Rys. 4.2. to rysunek wykonawczy analizowanej części, ukazany w pół przekroju – pół widoku.



Rys. 4.1. Endołącznik protezy podudzia

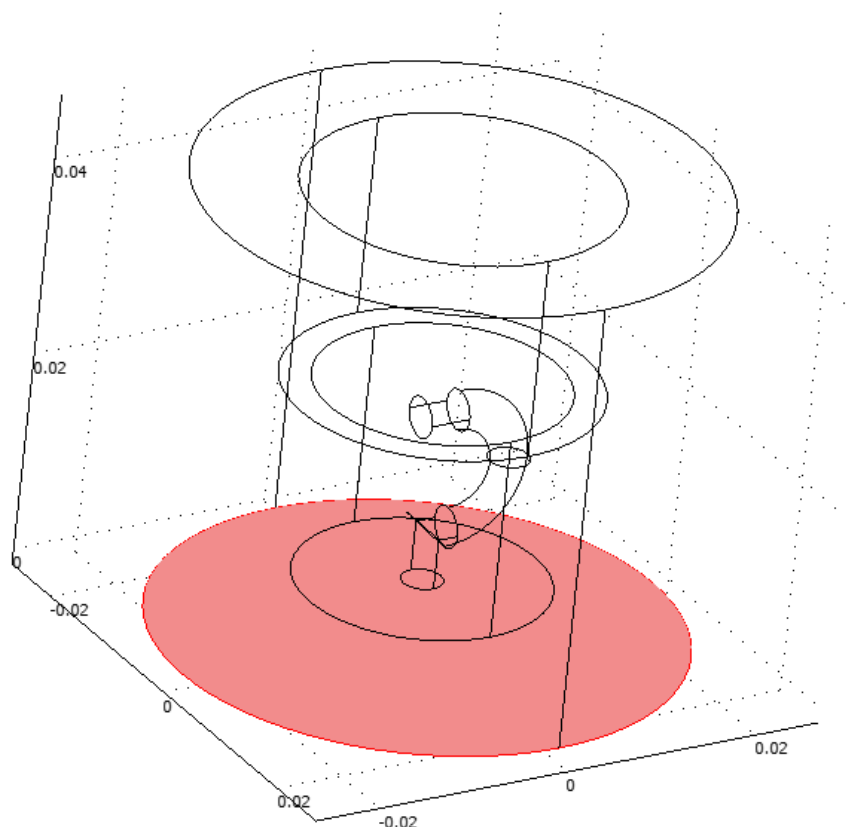


Rys. 4.2. Dolny element endołącznika

## 5. Symulacja

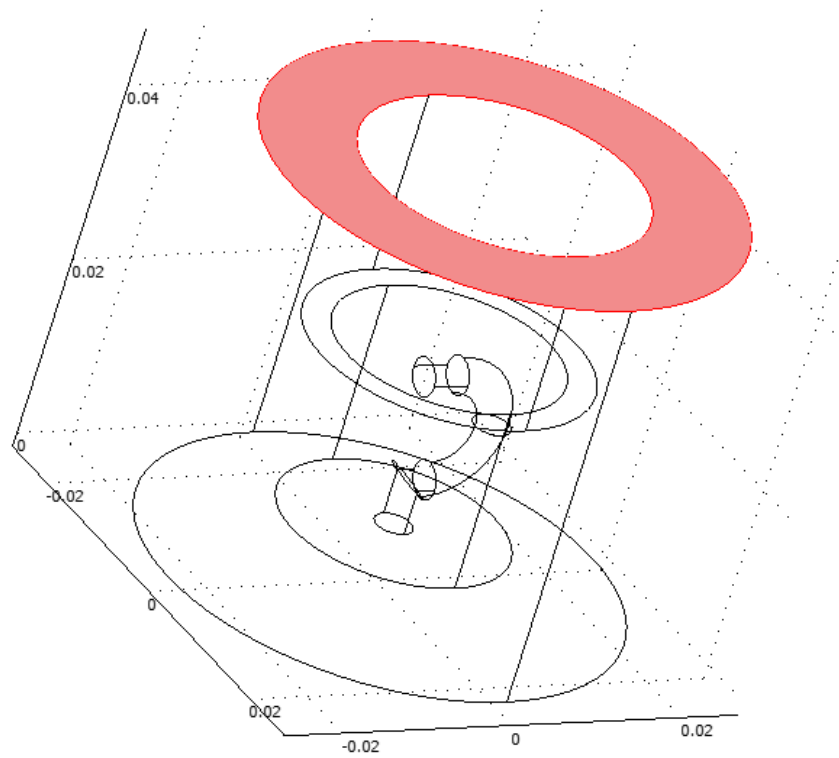
### 5.1. Warunki początkowe

Model dolnej części został zaimportowany z pliku .SAT. Model ten został poddany dwóm obciążeniom - ściskającemu (ujemna wartość na osi Y) na powierzchni górnej – oraz rozciągającemu (dodatnia wartość na osi Y) na dolnej powierzchni haka. Obciążenia te zostały wykonane w osobnych symulacjach, ponieważ duże odkształcenie haka „zamieniało” odkształcenie trzonu. Ze względu na strukturę elementu obciążenia te nie wpływają na siebie, więc wykonanie tych obliczeń osobno nie zmieniło wyników. W obydwu symulacjach jako statyczną przyjęto dolną powierzchnię elementu, co jest widoczne na Rys. 5.1.1. Powierzchnia przyjmująca obciążenie ściskające jest zaznaczona na Rys. 5.1.2., a Rys. 5.1.3. przedstawia powierzchnię przyjmującą obciążenie rozciągające. Wartość obciążenia została dobrana na podstawie badanej siły działającej na element oraz powierzchni, która ją przyjmuje: obciążenie trzonu wynosi  $-2784407$  Pa, a obciążenie haka  $1200000$  Pa. Wartości te odpowiadają warunkom ekstremalnym, które rzadko występują podczas codziennego użytkowania. Siatka elementów czworokątnych, wynoszących 9927 elementów, została wygenerowana przy domyślnych ustawieniach w czasie 18,444 s i jest zaprezentowana na Rys. 5.1.4.

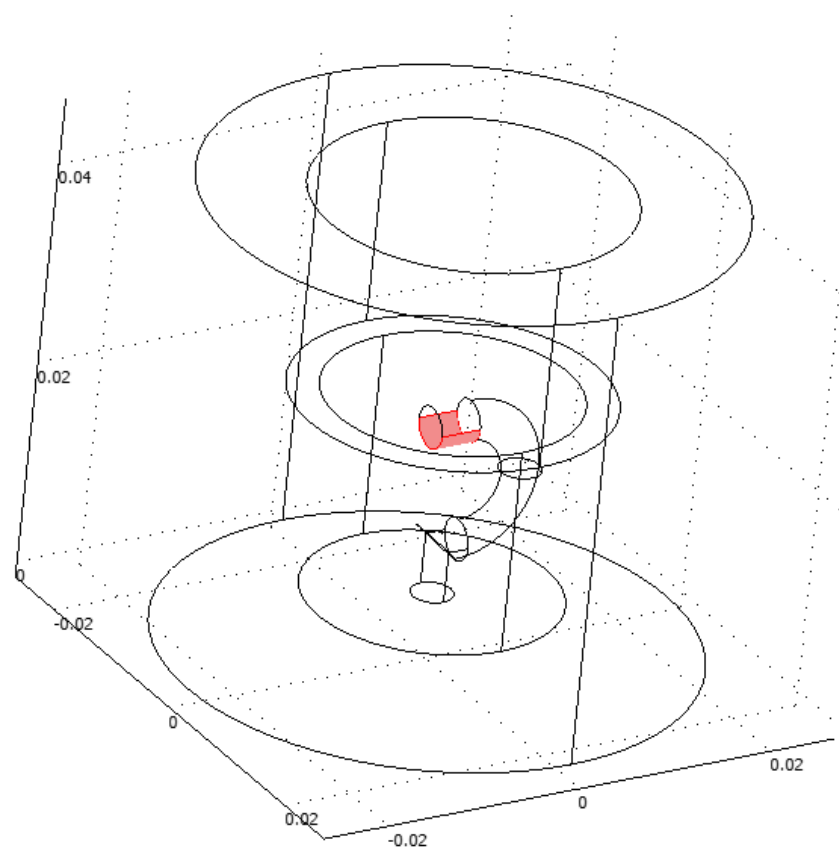


Rys. 5.1.1. Powierzchnia statyczna

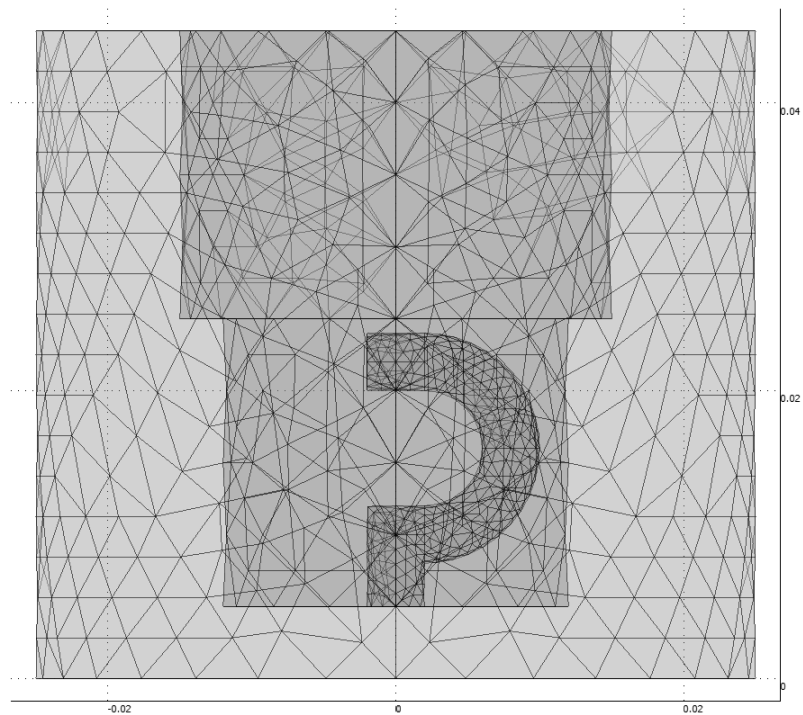




Rys. 5.1.2. Powierzchnia przyjmująca obciążenie ściskające



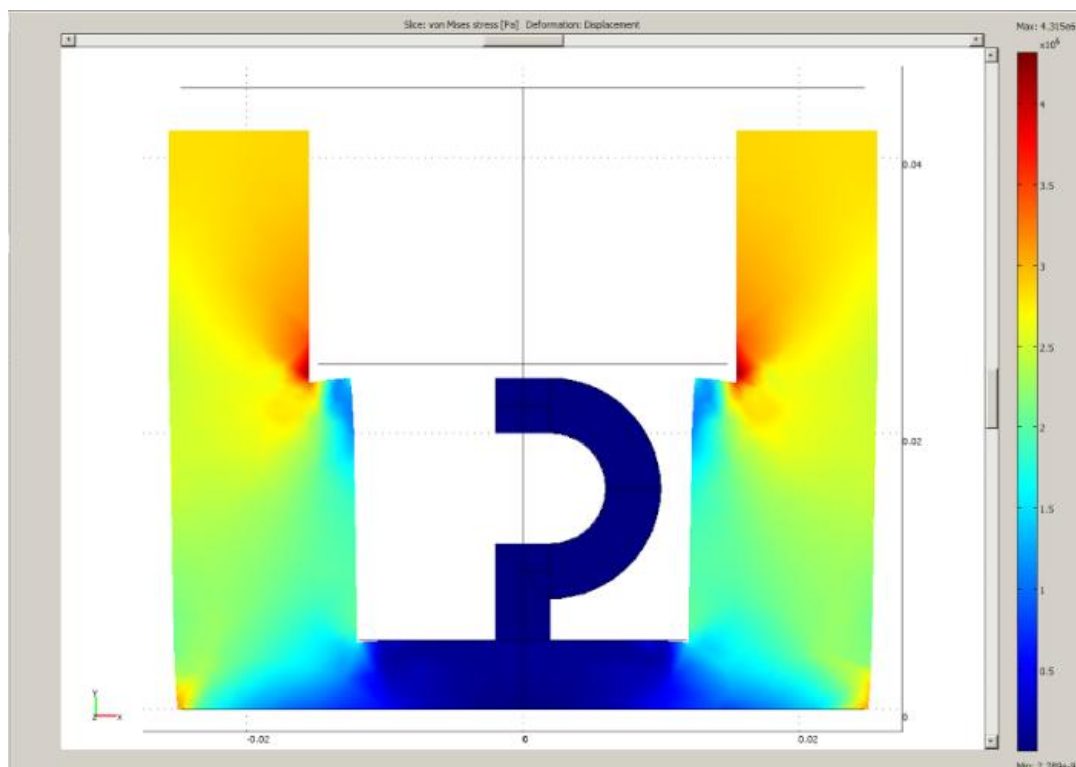
Rys. 5.1.3. Powierzchnia przyjmująca obciążenie rozciągające



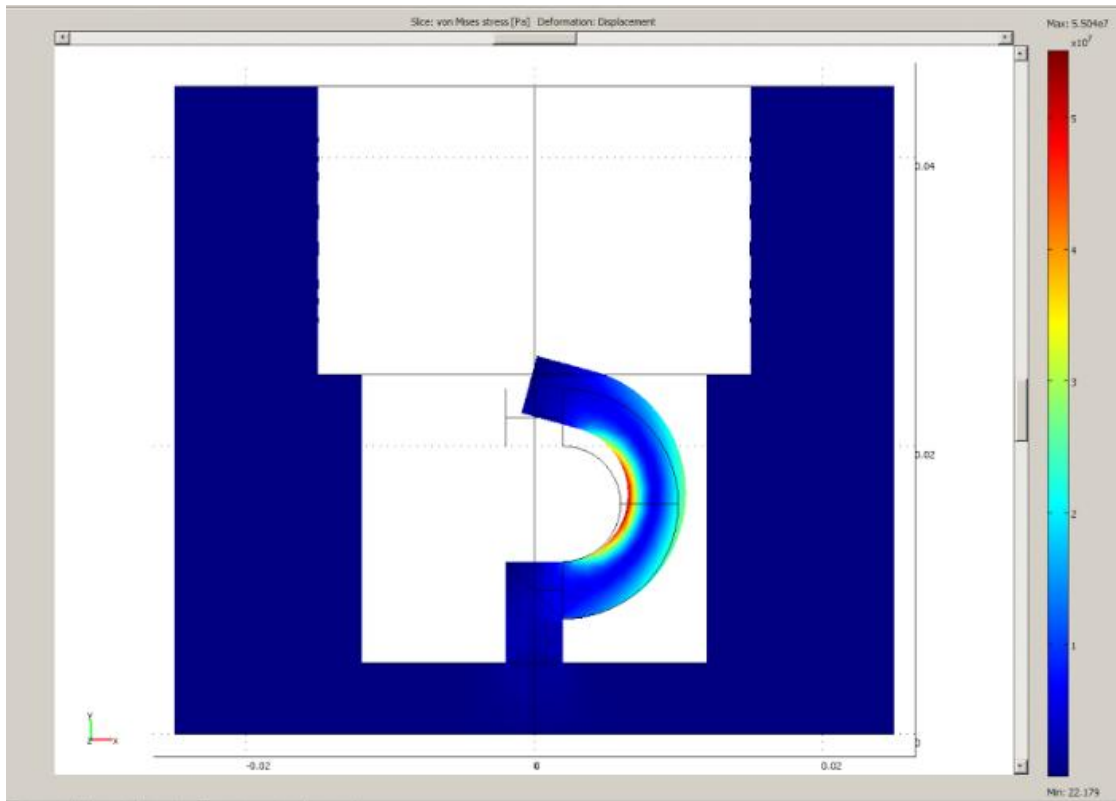
Rys. 5.1.4. Siatka elementów skończonych

Poniżej zostały przedstawione wyniki symulacji każdego materiału. Analizowano osobno obciążenie rozciągające oraz ściskające dla, odpowiednio, haka oraz powierzchni górnej elementu, zarówno pod kątem naprężeń Von Mises'a jak i całkowitego odkształcenia z zaznaczoną pozycją wyjściową.

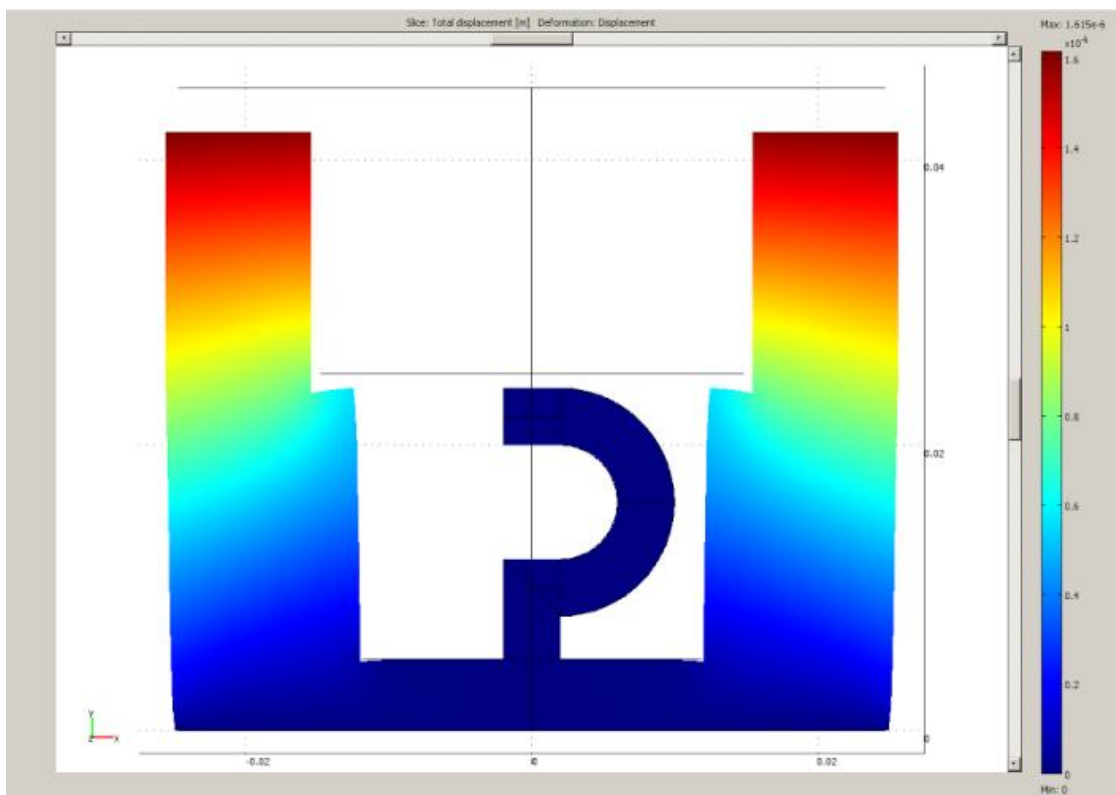
## 5.2. Aluminium



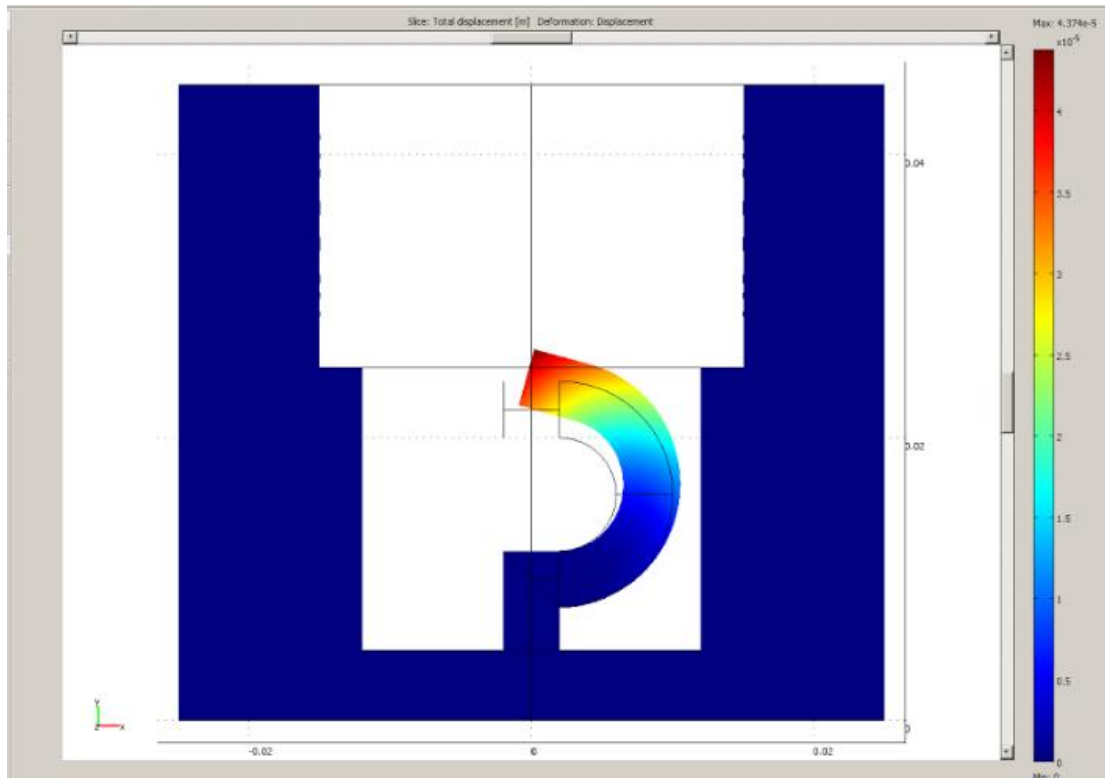
Rys. 5.2.1. Naprężenia Von Mises'a podczas ściskania



Rys. 5.2.2. Naprężenia Von Mises'a podczas rozciągania

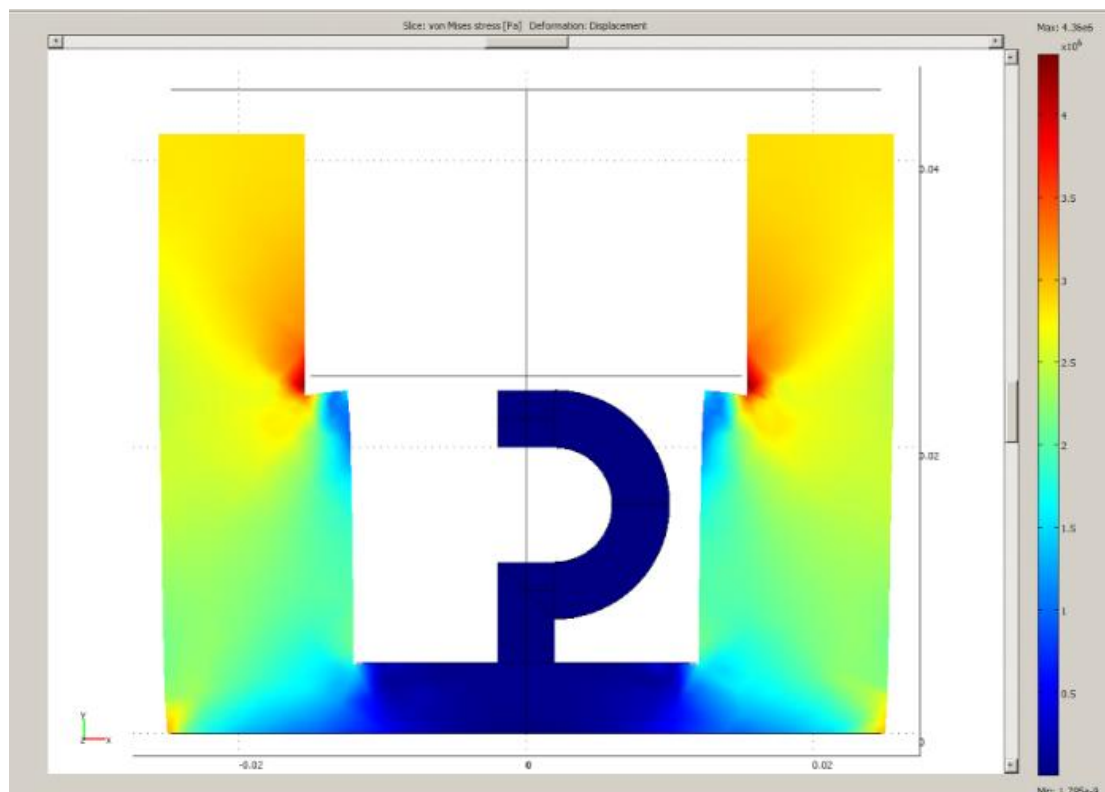


Rys. 5.2.3. Całkowite przemieszczenie podczas ściskania

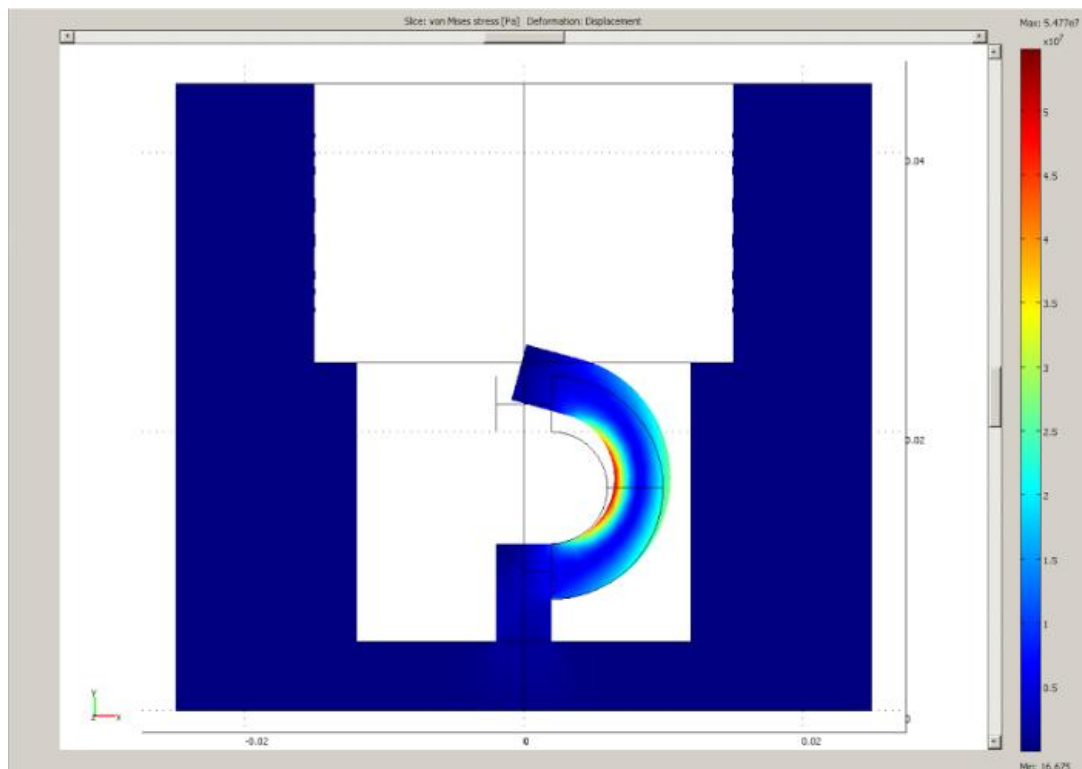


Rys. 5.2.4. Całkowite przemieszczenie podczas rozciągania

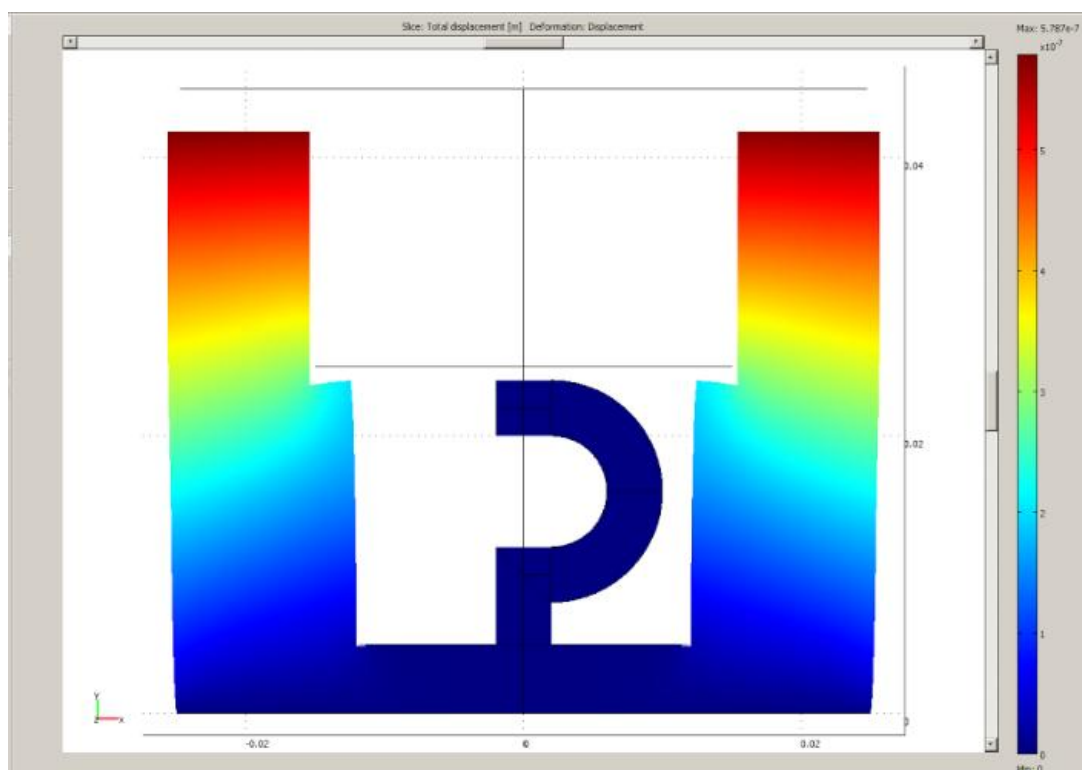
### 5.3. *Stal 316L*



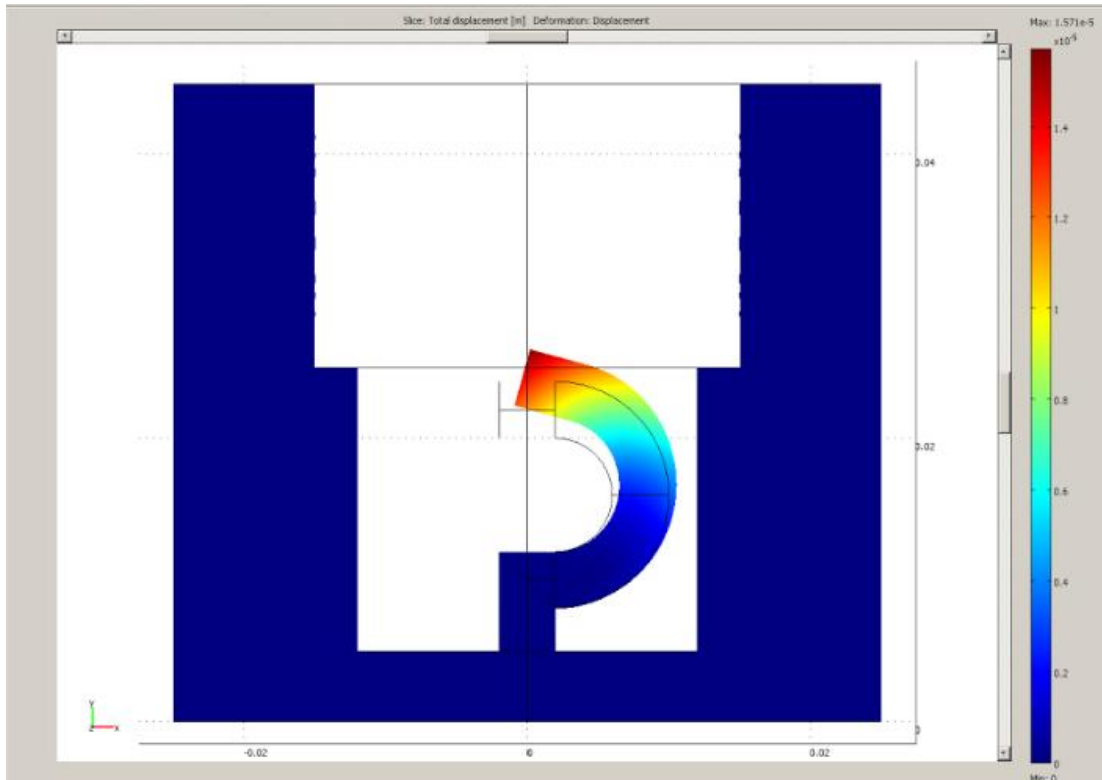
Rys. 5.3.1. Naprężenia Von Mises'a podczas ściskania



Rys. 5.3.2. Naprężenia Von Mises'a podczas rozciągania

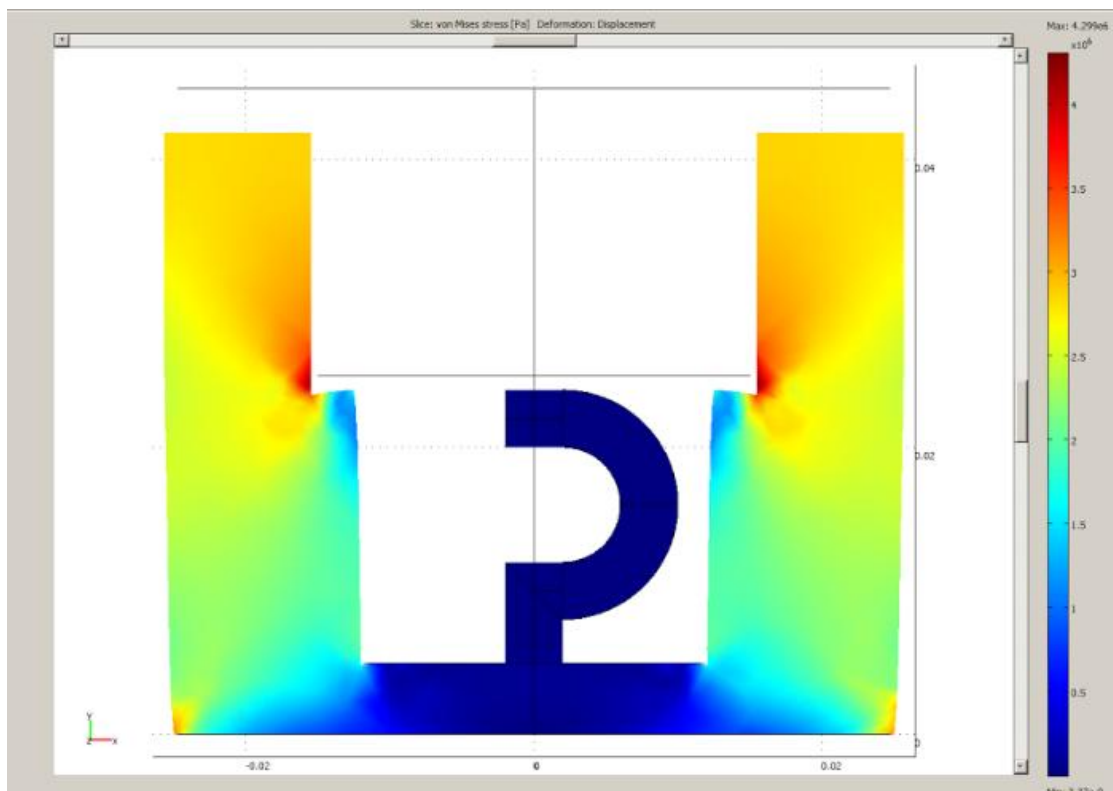


Rys. 5.3.3. Całkowite przemieszczenie podczas ściskania

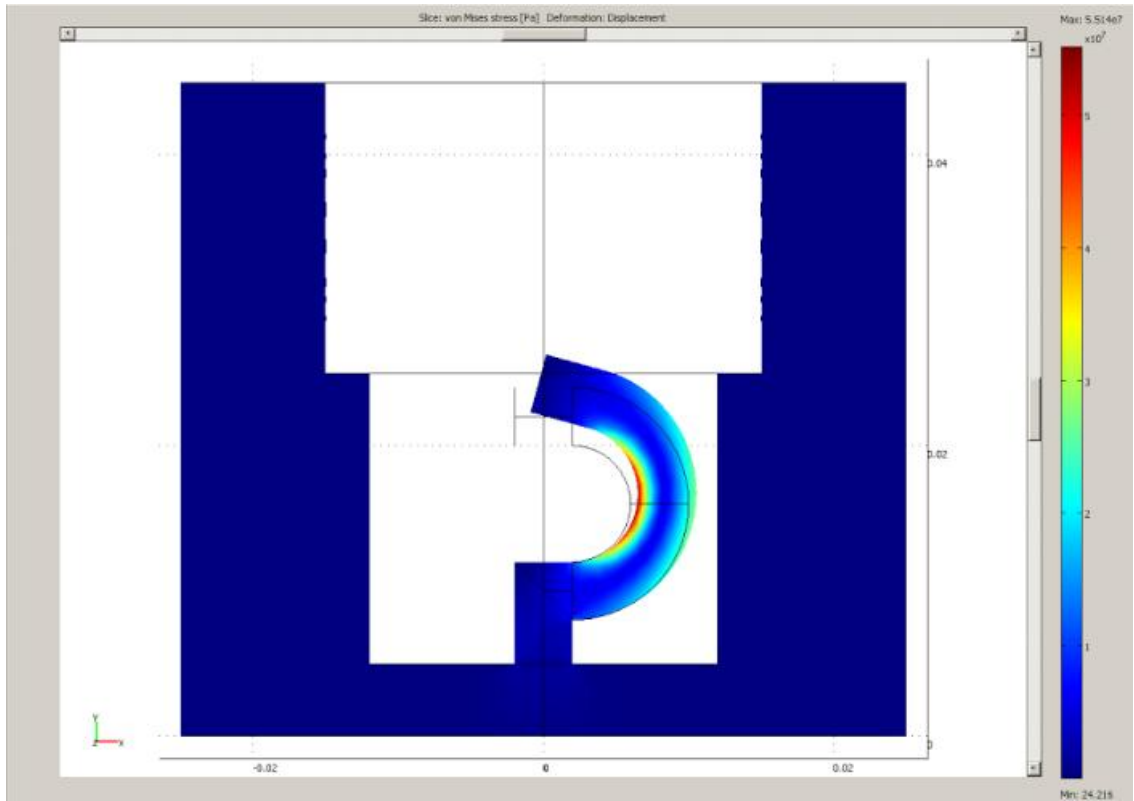


Rys. 5.3.4. Całkowite przemieszczenie podczas rozciągania

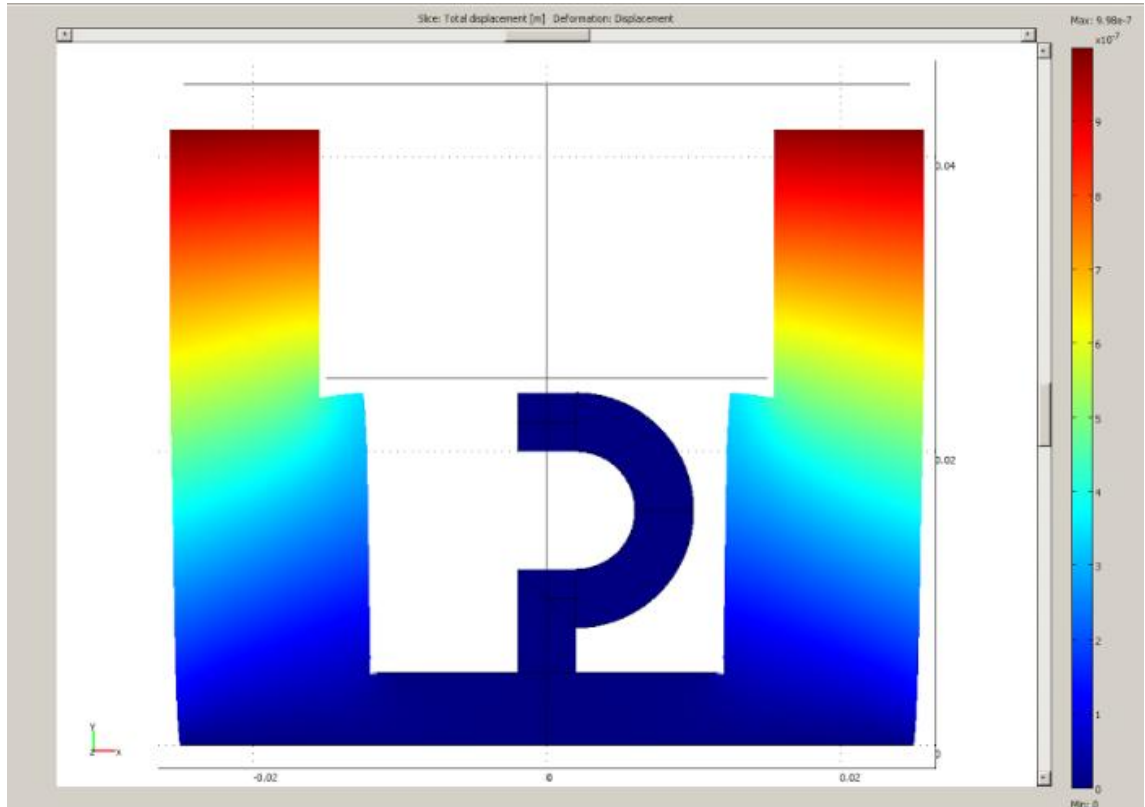
#### 5.4. Tytan



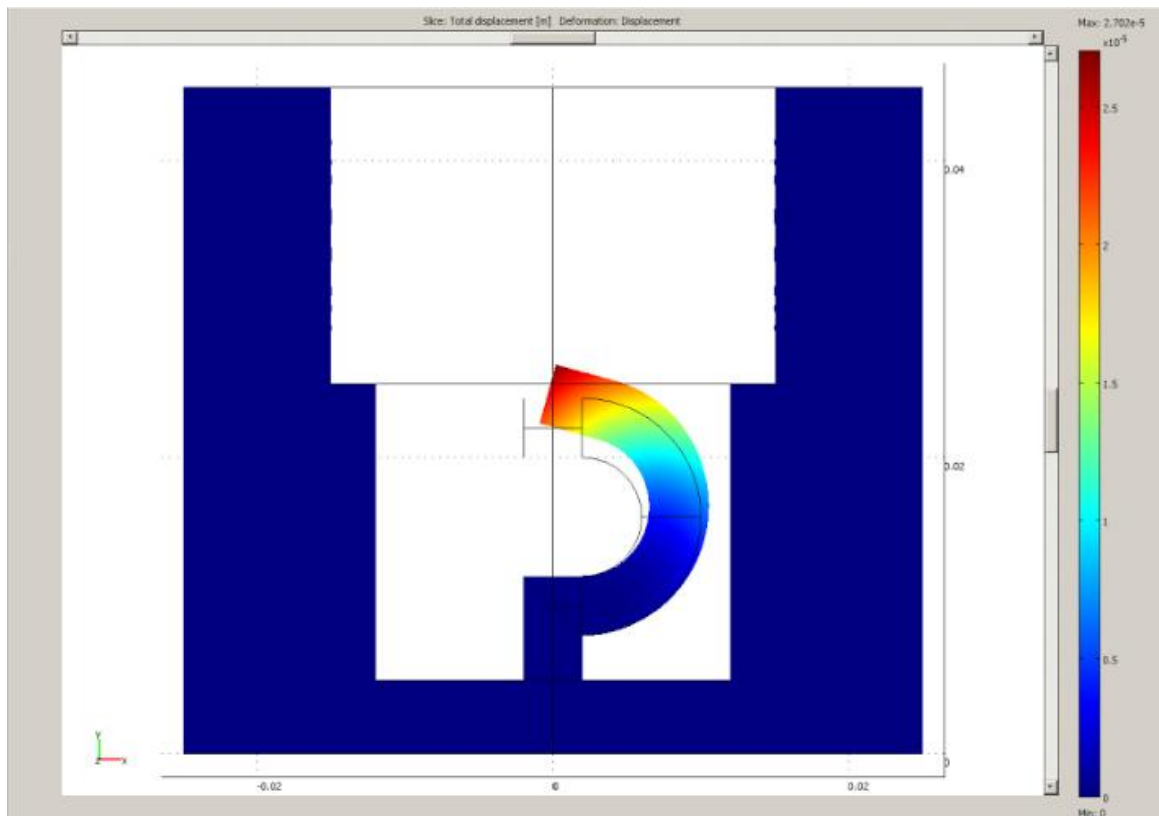
Rys. 5.4.1. Naprężenia Von Mises'a podczas ściskania



Rys. 5.4.2. Naprężenia Von Mises'a podczas rozciągania

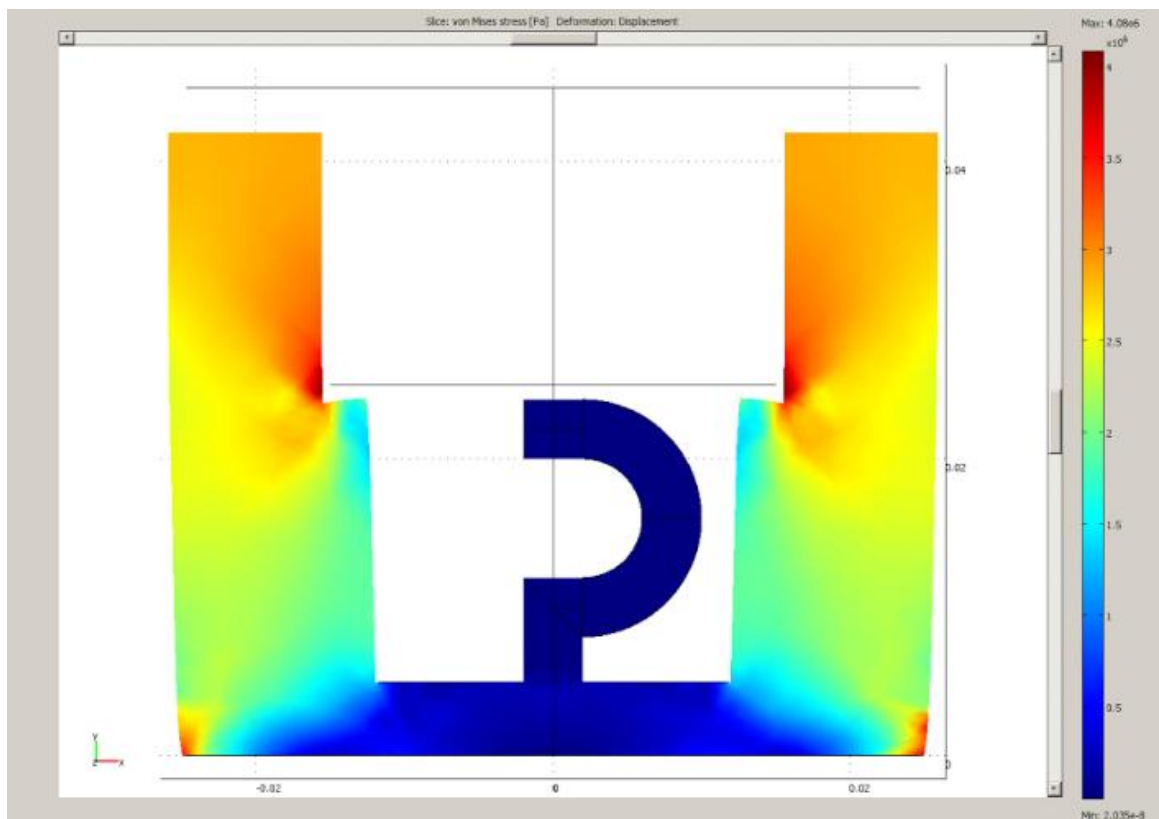


Rys. 5.4.3. Całkowite przemieszczenie podczas ściskania



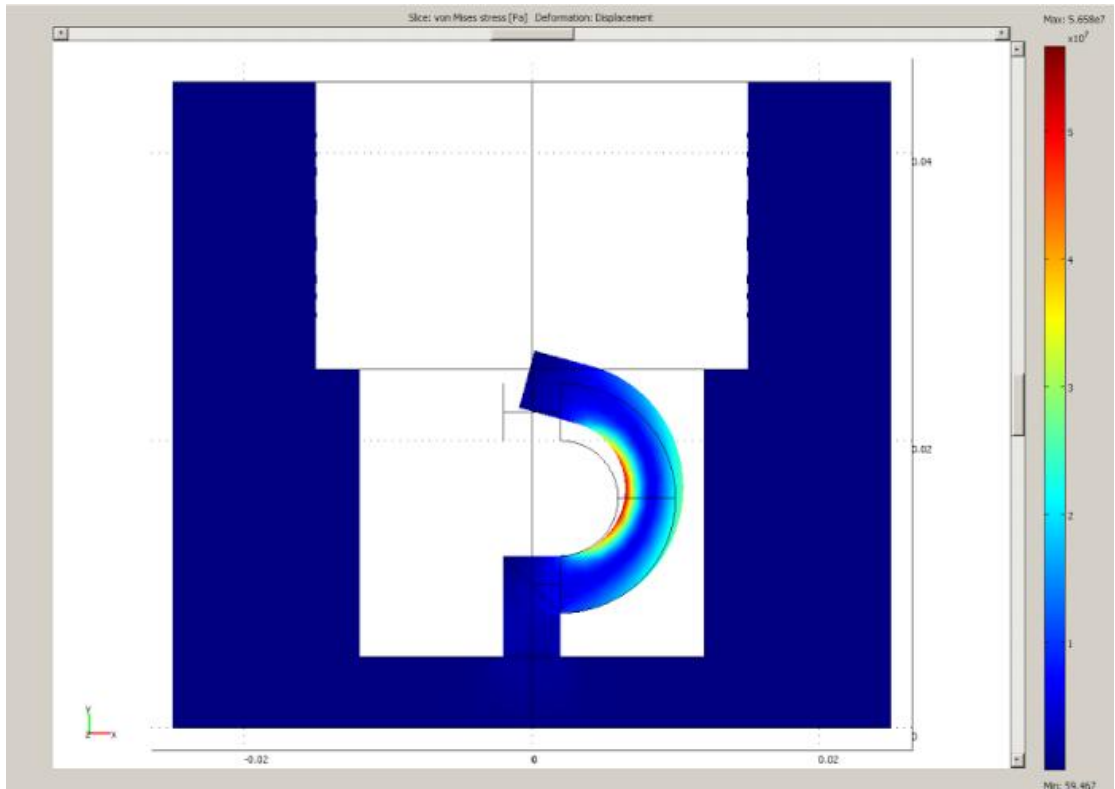
Rys. 5.4.4. Całkowite przemieszczenie podczas rozciągania

### 5.5. Polietylen o ultrawysokiej masie cząsteczkowej

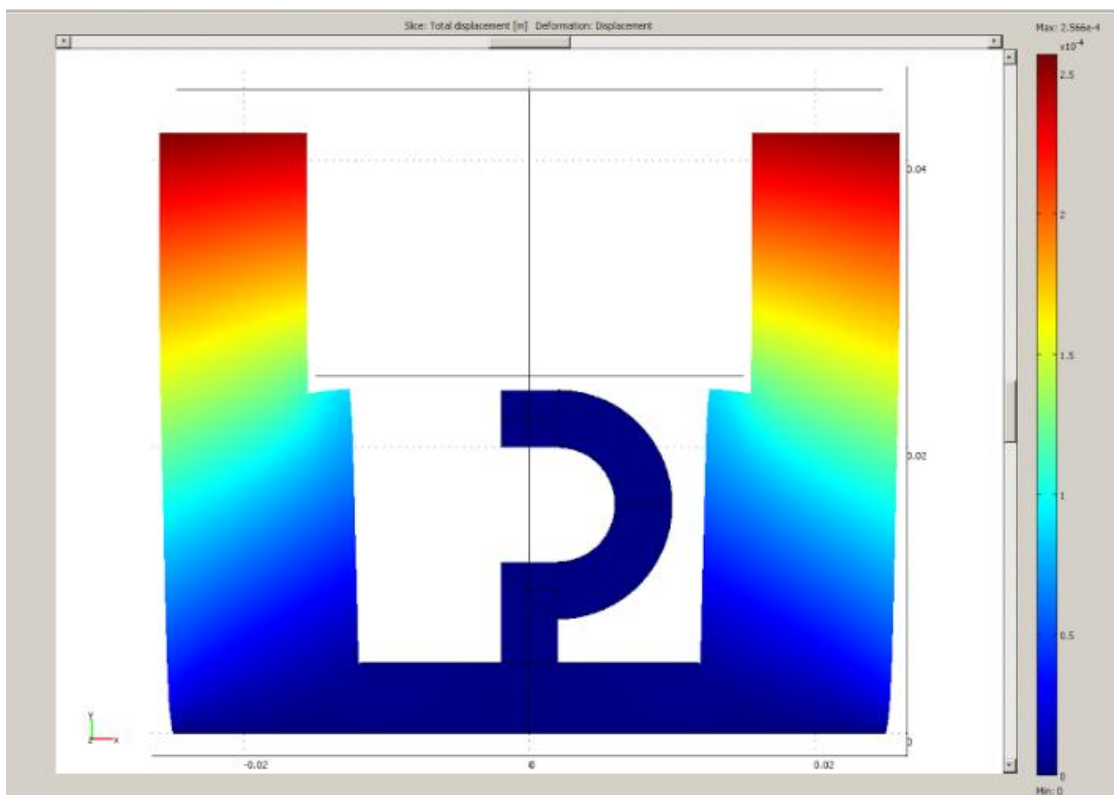


Rys. 5.5.1. Naprężenia Von Mises'a podczas ściskania

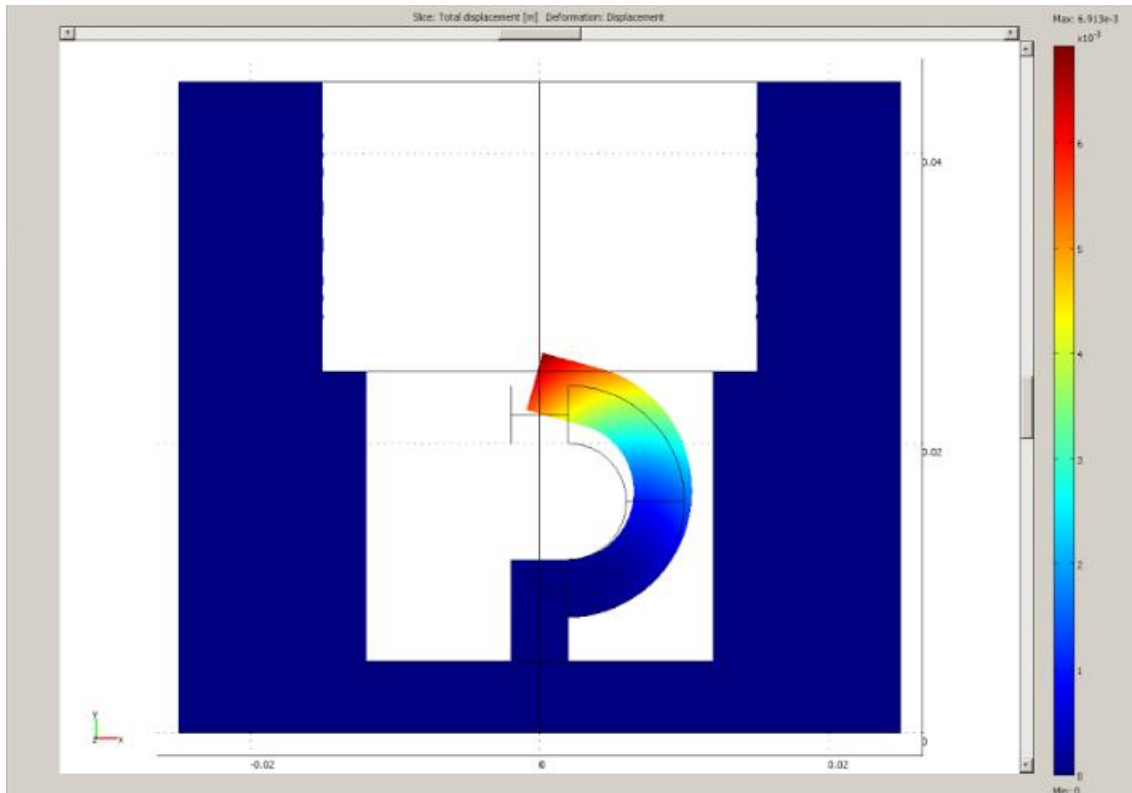




Rys. 5.5.2. Naprężenia Von Mises'a podczas rozciągania

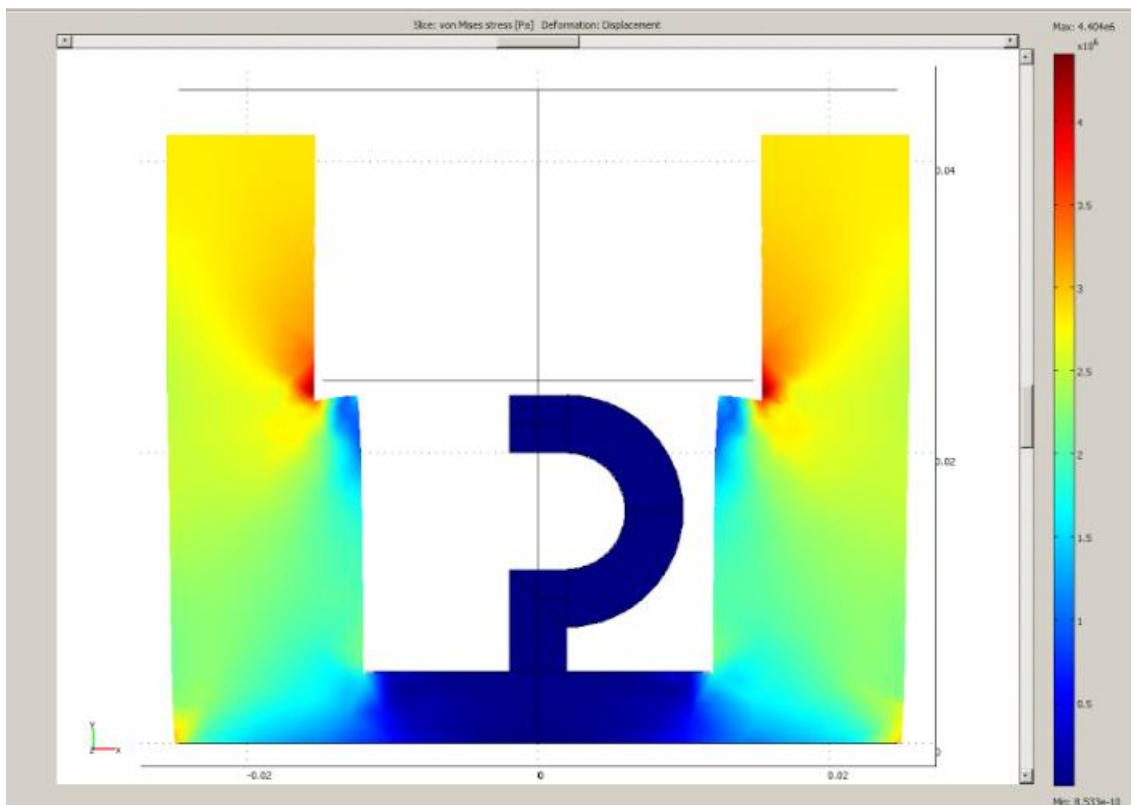


Rys. 5.5.3. Całkowite przemieszczenie podczas ściskania

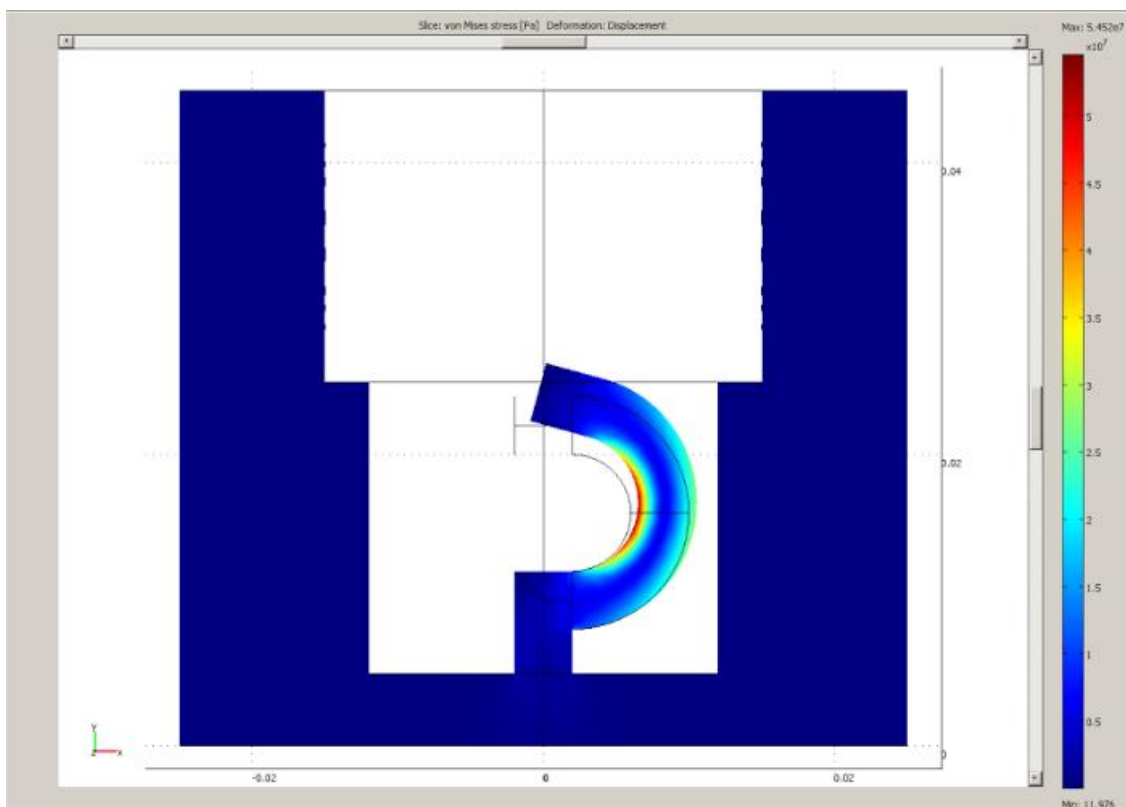


Rys. 5.5.4. Całkowite przemieszczenie podczas rozciągania

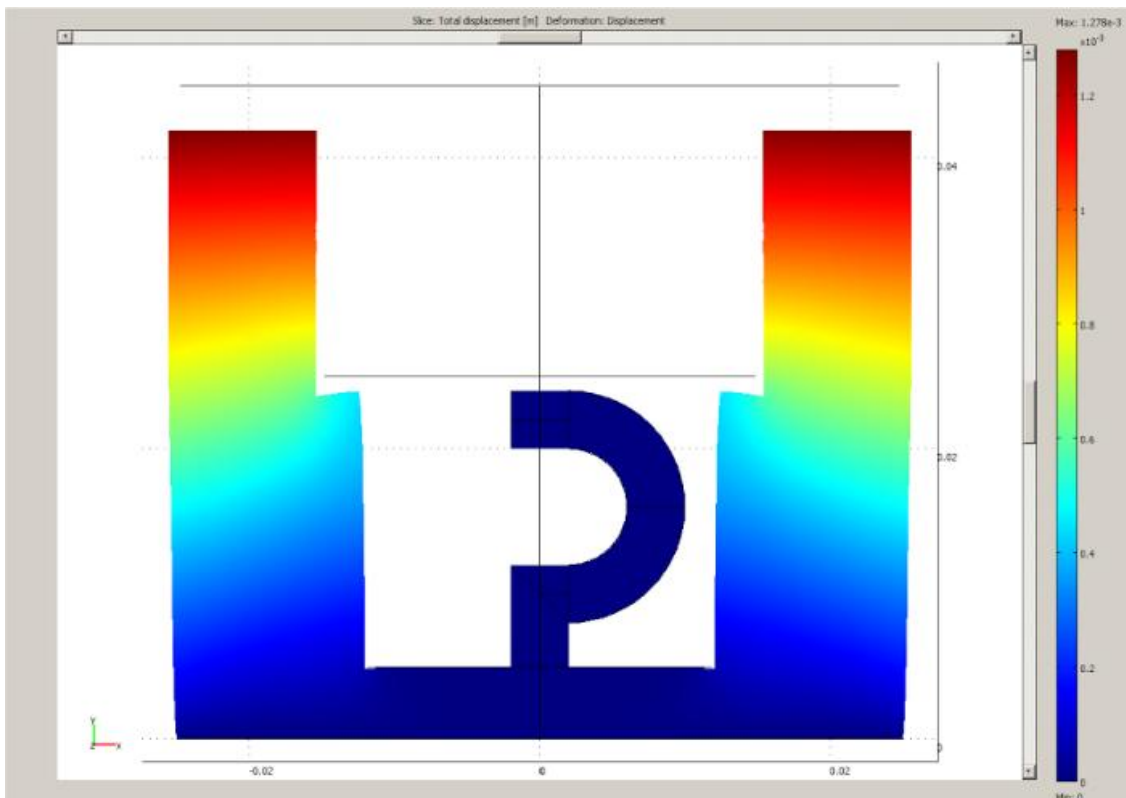
### 5.6. Kompozyt włókna węglowego



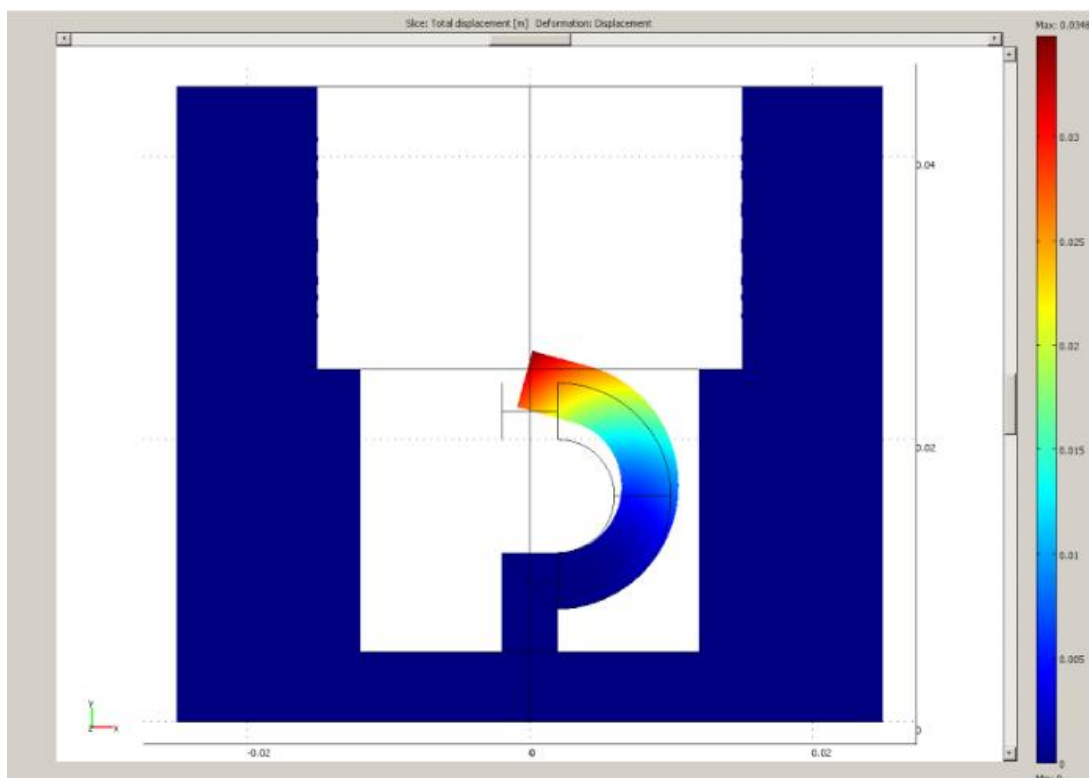
Rys. 5.6.1. Naprężenia Von Mises'a podczas ściskania



Rys. 5.6.2. Naprężenia Von Mises'a podczas rozciągania



Rys. 5.6.3. Całkowite przemieszczenie podczas ściskania



Rys. 5.6.4. Całkowite przemieszczenie podczas rozciągania

## 6. Podsumowanie i wnioski

Wszystkie analizowane materiały przenosiły obciążenie  $\sim 4,2$  MPa w przypadku ściskania oraz  $\sim 55$  MPa w przypadku rozciągania. Dla wszystkich materiałów jest to obciążenie niższe niż ich wytrzymałość na ściskanie, natomiast polietylen o ultrawysokiej masie cząsteczkowej ma zbyt niską wytrzymałość na rozciąganie.

Istotne różnice są widoczne w całkowitym przemieszczeniu. Najbardziej sztywnym materiałem okazała się stal 316L. W czasie ściskania element przemieścił się o  $\sim 0,5$  nm, natomiast przy rozciąganiu hak odkształcił się o niecałe 16 nm. Następnym materiałem w kolejności jest tytan, a wykonana z niego tuleja uległa odkształceniu o niecały 1 nm, natomiast hak o  $\sim 27$  nm. Stop aluminium osiągnął niewiele gorsze wyniki. Podczas ściskania tuleja odkształciła się o  $\sim 1,6$  nm, natomiast rozciągany hak o niecałe 44 nm. Analiza PE-UHMW oraz włókna węglowego dostarczyła interesujące wyniki. Wbrew oczekiwaniom włókno węglowe okazało się materiałem aż 5 razy mniej sztywnym niż polimer. Element wykonany z włókna węglowego odkształcił się, odpowiednio, o 1278 nm oraz prawie 35 tys. nm, natomiast wykonany z polimeru o  $\sim 256$  nm i niecałe 7 tys. nm. Sam fakt większej sprężystości włókna węglowego nikogo nie powinien zdziwić, ale dopiero przeprowadzona symulacja ukazuje wielkość różnicy pomiędzy materiałami.

Ze względu na zbyt słabą wytrzymałość polietylen o ultrawysokiej masie cząsteczkowej został wyeliminowany jako materiał budulcowy na endołącznik protezy podudzia. Włókno węglowe mimo dobrej sprężystości i wytrzymałości zbyt duże

odkształcenia mogą powodować dyskomfort w czasie poruszania się pacjenta. Jednakże nie należy całkowicie eliminować tego materiału jako budulec protez kończyn dolnych, ale poddać dalszym testom i symulacją z innymi rodzajami wiązań, osnową czy orientacją włókien.

Z dających najlepsze efekty materiałów metalowych, biorąc pod uwagę sprężystość, wytrzymałość, koszt, ciężar oraz warunki eksploatacyjne, zdecydowanie najlepiej prezentuje się stop Al 7075, czyli wykonując symulację potwierdziliśmy nasze wstępne założenia.

## Literatura

- [1] Sylwanowicz W. (red.): *Anatomia człowieka*, Wyd. 3, PZWL, Warszawa 1978; 132-3, 656-61, 678-87
- [2] Woźniak W. (red.): *Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów i lekarzy*, Wyd. 2, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2003; 456-63
- [3] Michna M.: *Projektowanie systemów EM. Metoda elementów skończonych*, <http://docplayer.pl/793957-Projektowanie-systemow-em-metoda-elementow-skonczonych.html> [stan na dzień 12.06.2017]
- [4] Leda H.: *Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych*, Wyd. 2, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2012; 70-6, 183-94