

Politechnika Poznańska
Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania

**Modelowanie i symulacje zagadnień
biomedycznych**

Projekt COMSOL Multiphysics 4.4.



Prowadzący:

dr hab. T. Stręk, prof. nadzw.

Wykonała:

Martyna Walczak

IBM (Semestr VI)

Spis treści

1. Analiza odkształceń stabilizatorów wewnętrznych kości długiej	3
1.1. Wprowadzenie	3
1.2. Przykłady stabilizatorów wewnętrznych	3
1.3. Materiały stosowane na stabilizatory wewnętrzne.....	4
1.4. Opis modelu.....	4
1.5. Opis działania.....	5
1.6. Przeprowadzone badania	6
1.6.1. Nacisk siły normalnej do podstaw pręta.....	6
1.6.2. Zginanie pręta	8
1.6.3. Badanie częstotliwości własnych.....	10
1.7. Wnioski.....	12

1. Analiza odkształceń stabilizatorów wewnętrznych kości długiej.

1.1. Wprowadzenie

W projekcie przedstawione zostaną przykłady stabilizatorów wewnętrznych kości długiej. W zależności od przekroju poprzecznego danego stabilizatora zostanie zbadana wytrzymałość na odkształcenia i wybrany przekrój najbardziej optymalny.

Stabilizacja śródszpikowa jest obecnie silnie rozpowszechniona zwłaszcza przy złamaniach wieloodłamowych, otwartych, przy złamaniach głów i trzonów kości a także przy nadmiernej otyłości pacjenta. Polega na wszczepieniu w kanał szpikowy prętów, drutów lub gwoździ do operacyjnej stabilizacji kości. Implanty te cechuje różnorodność kształtów, wymiarów i przekrojów poprzecznych odpowiednio dostosowanych do geometrii kości. Wykonane są ze specjalnych stopów metali, które zapewniają obojętność w stosunku do organizmu człowieka.

Właściwości zrostu zależą od rodzaju materiału, przekroju poprzecznego, przedniego wygięcia i średnicy gwoźdźcia. Obecnie preferowane są zespolenia ryglowane, czyli mocowanie implantu na początku i końcu. Pozwala to na unieruchomienie złamanej kości w wielu płaszczyznach, aby uniknąć przemieszczeń rotacyjnych i teleskopowych. Ponadto podwójne ryglowanie umożliwia natychmiastową rehabilitację i rezygnację z pooperacyjnego unieruchomienia.

Stabilizatory wewnętrzne można podzielić ze względu na sposób mocowania ze złamaną kością na elastyczne i sztywne. W projekcie analizowane będą stabilizatory sztywne mocowane za pomocą śrub korowych.

1.2. Przykłady stabilizatorów wewnętrznych

Pierwszy przykład to czop Steinmann'a pozwalający na sztywne unieruchomienie kości, jednak zabezpiecza tylko przed zginaniem. Konieczne jest zastosowanie pomocniczych sposobów stabilizacji.



Rys. 1. Czop Steinmann'a

Poniższe rysunki przedstawiają gwoździe śródszpikowe stabilizujące kości przy złamaniach trzonów lub głów kości.



Rys. 2. Gwóźdź stabilizujący kość ramienną.



Rys. 3. Gwóźdź stabilizujący kość udową.

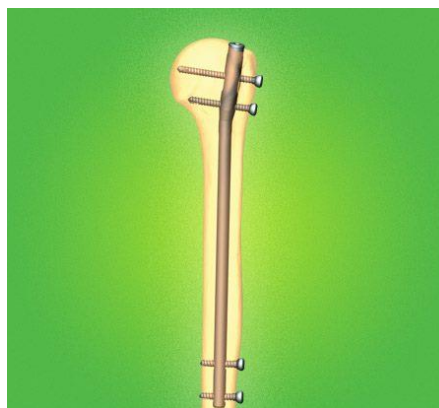
1.3. Materiały stosowane na stabilizatory wewnętrzne.

Ze względu na długoterminową aplikację tych stabilizatorów preferowane są bardzo dobre właściwości biokompatybilne materiałów. Najbardziej rozpowszechnione są stopy tytanu np. stop Ti6Al4V z domieszkami węgla, azotu i żelaza. Ponadto jest możliwość dodatkowej modyfikacji powierzchni, aby jeszcze bardziej dostosować implant np. poprzez anodowanie. Te implanty charakteryzuje neutralność na działanie fal elektromagnetycznych i są dobrze widoczne w badaniach obrazowania medycznego

Innym przykładem jest stal nierdzewna implantowa o wysokiej wytrzymałości. Zawierająca w swoim składzie m.in. chrom, molibden, miedź. Implanty te mogą jednak powodować zakłócenia podczas badania rezonansem magnetycznym.

1.4. Opis modelu

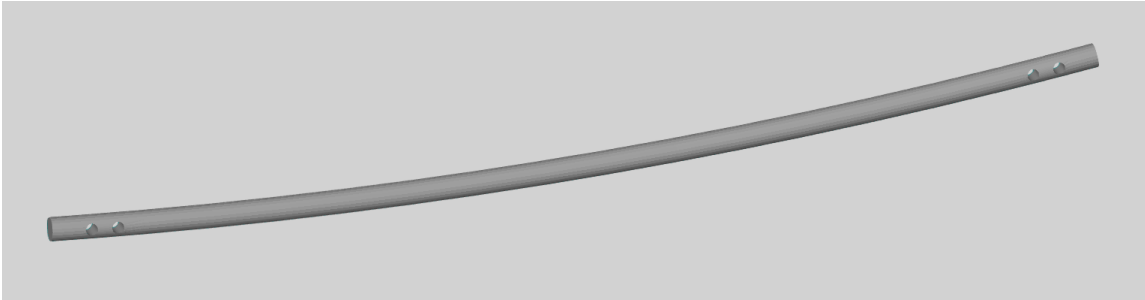
Modelem analizowanym będzie stabilizator kości udowej w postaci pręta o przekroju kołowym. Porównane zostaną właściwości różnych materiałów m.in. stop tytanu i stal nierdzewna. Pręty będą utwierdzone na początku i końcu tak samo jak mocowane są stabilizatory w kości.



Rys. 4. Schemat mocowania stabilizatora na przykładzie kości ramiennej.

1.5. Opis działania

- Stworzenie modelu 3D w programie Autodesk Inventor



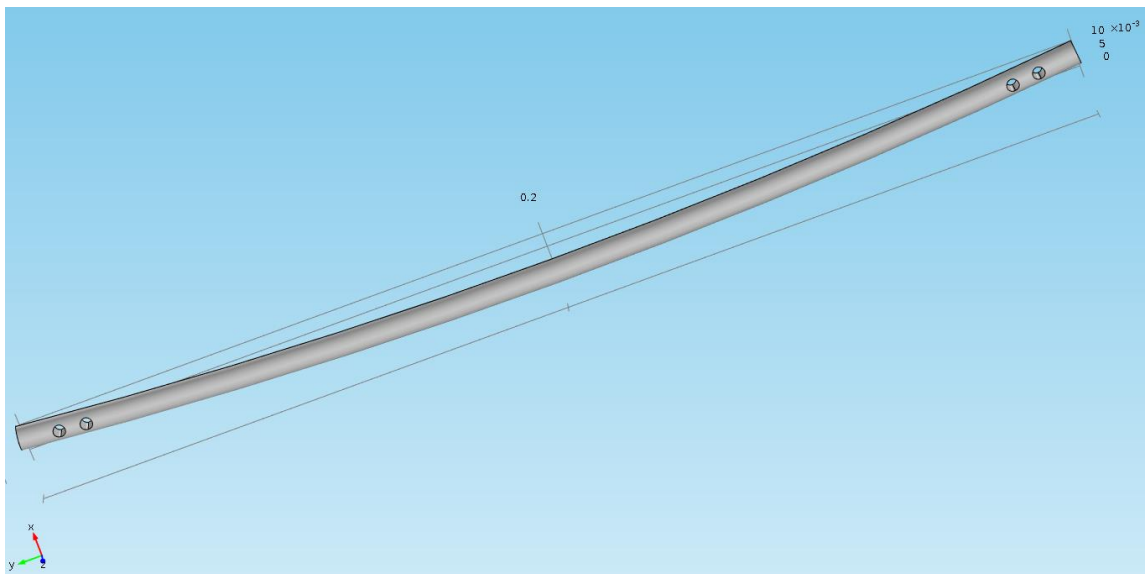
Wymiary:

Średnica pręta = 9 mm

Długość pręta = 400 mm

Średnica otworów do śrub mocujących = 4.5 mm

- Odtworzenie modelu w programie Comsol Multiphysics 4.4. wymaga przekonwertowania na rozszerzenie .igs odczytywalnego dla tego programu.



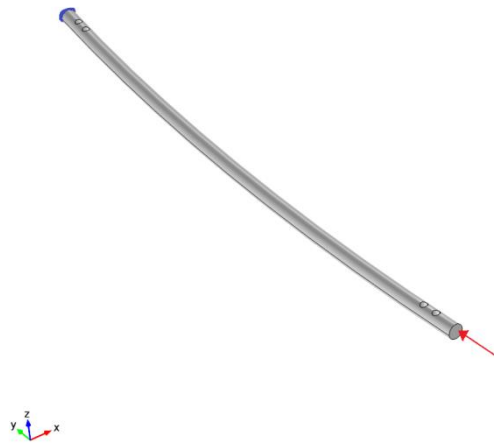
- Określenie rodzaju materiału.
- Wprowadzenie ustawień głównych i warunków brzegowych
- Określenie obciążenia
- Wygenerowanie siatki czworokątów Mesh
- Symulacja i analiza wyników

1.6. Przeprowadzone badania

1.6.1. Nacisk siły normalnej do podstaw pręta

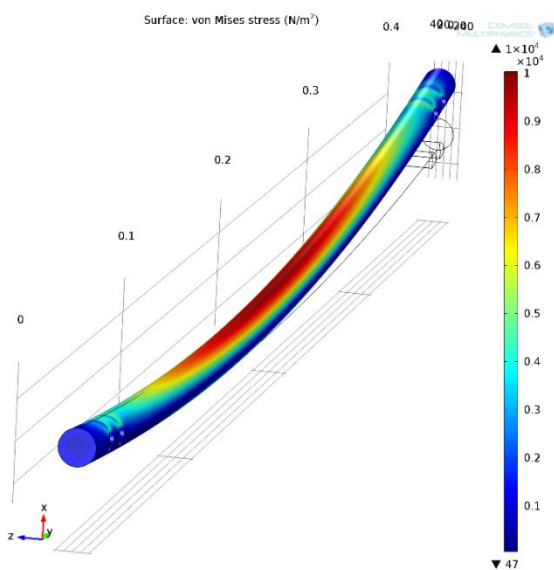
Przeprowadzono symulacje nacisku siły normalnej do podstawy pręta oraz porównanie wyników dla dwóch możliwych materiałów.

Symulacje wykonano przykładając siłę w miejscu czerwonej strzałki (podstawa pręta), a utwierdzenie zostało ustawione po drugiej stronie (zaznaczone niebieskim wskaźnikiem).

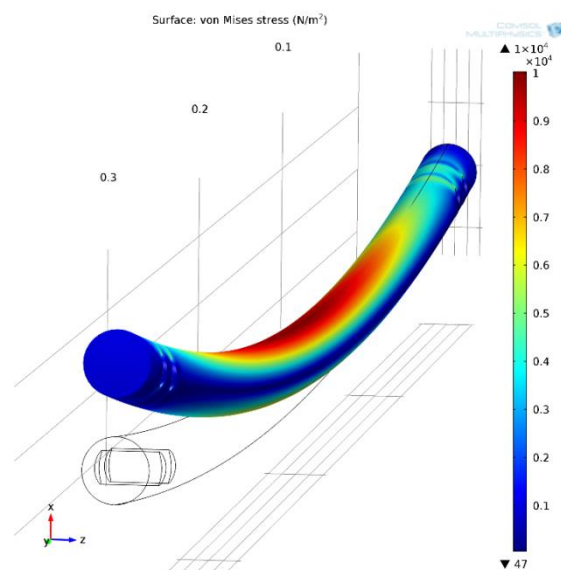


Ustawiona siła wynosiła 1200N, co może odpowiadać obciążeniu kości udowej w trakcie chodu pacjenta o masie 100kg. Symulacje zostały wykonane dla materiałów z których się obecnie korzysta w implantologii, czyli stop tytanu Ti-6Al-4V oraz stal austenityczna 316L.

Poniższe dwa rysunki przedstawiają rozkład naprężeń dla obu materiałów.

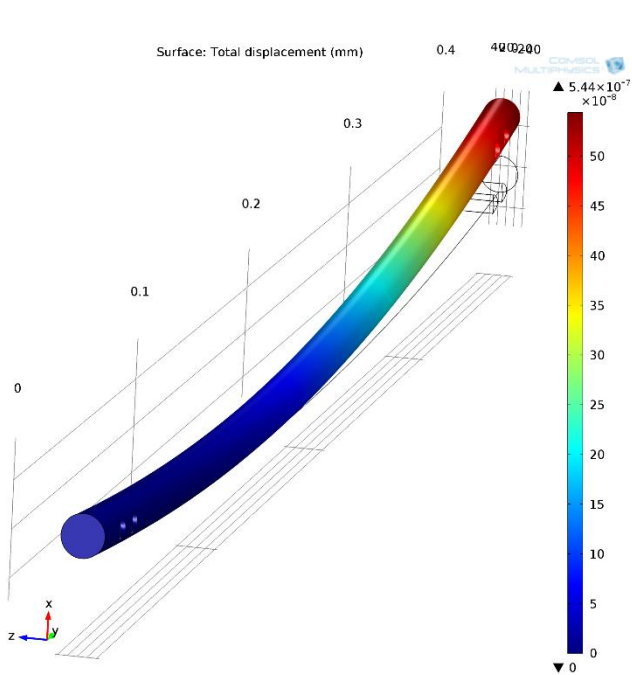


Rys. 5. Naprężenia zredukowane stal 316L

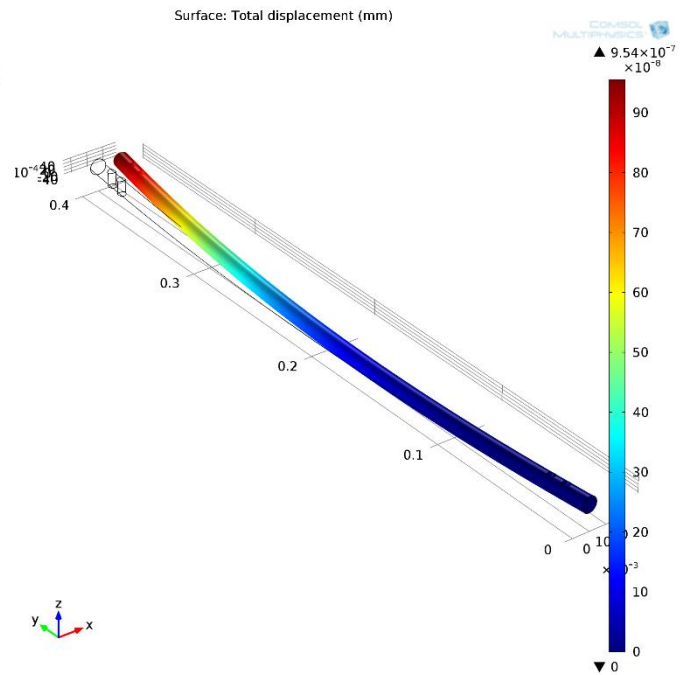


Rys. 6. Naprężenia zredukowane Ti-6Al-4V

Niżej przedstawione rysunki ukazują przemieszczenia dla obu materiałów.



Rys. 7. Przemieszczenie stal 316L

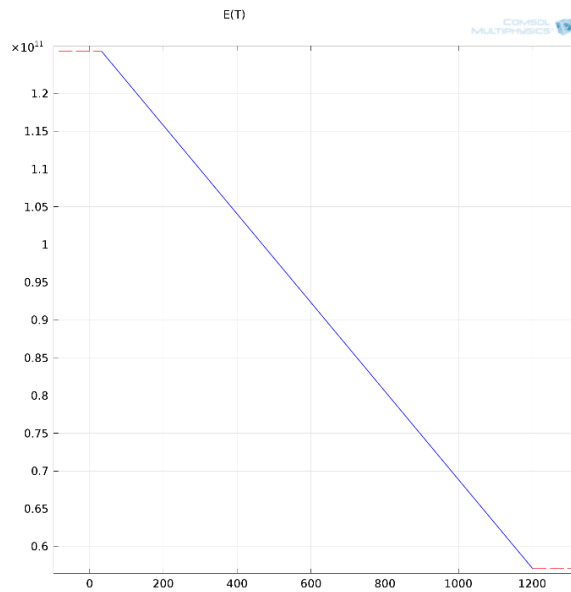


Rys. 8. Przemieszczenie Ti-6Al-4V

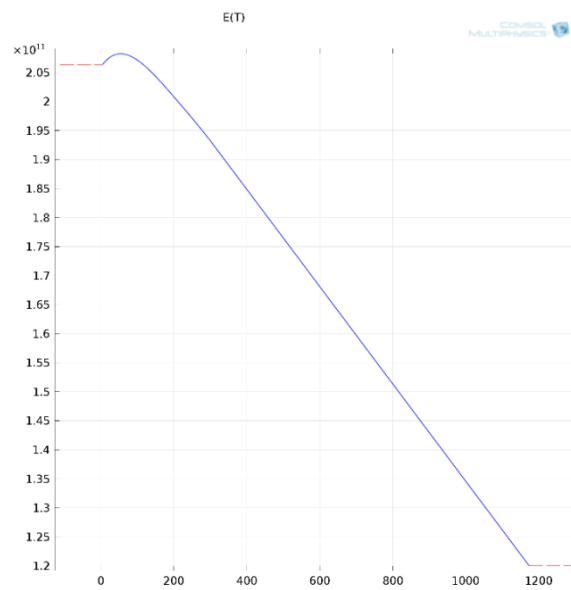
Powstałe naprężenia oraz odkształcenia są bardzo małe w porównaniu do mechanicznych właściwości obu materiałów, granica plastyczności Ti-6Al-4V (w przypadku dużego ziarna) wynosi 380 MPa, a stali 316L 200 MPa, a naprężenia w obu przypadkach wyniosły 10 kPa. W takim przypadku, gdzie naprężenia są 20000 razy mniejsze niż granica plastyczności stali, można mieć pewność, że pręt wytrzyma dane obciążenie.

Jeśli chodzi o naprężenia to są to wartości takie same, jest natomiast różnica jeśli chodzi o przemieszczenia, ze względu na moduł Younga różniący się w przypadku zastosowanych materiałów.

Porównanie zależności modułów Younga od temperatury, będącym jednym z głównych parametrów wytrzymałościowych.



Rys. 9. Wykres zależności modułu Younga od temperatury dla stopu tytanu Ti-6Al-4V

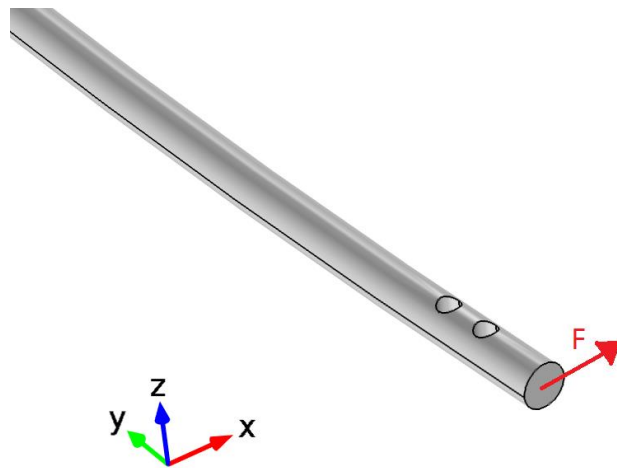


Rys. 10. Wykres zależności modułu Younga od temperatury dla stali 316L

1.6.2. Zginanie pręta

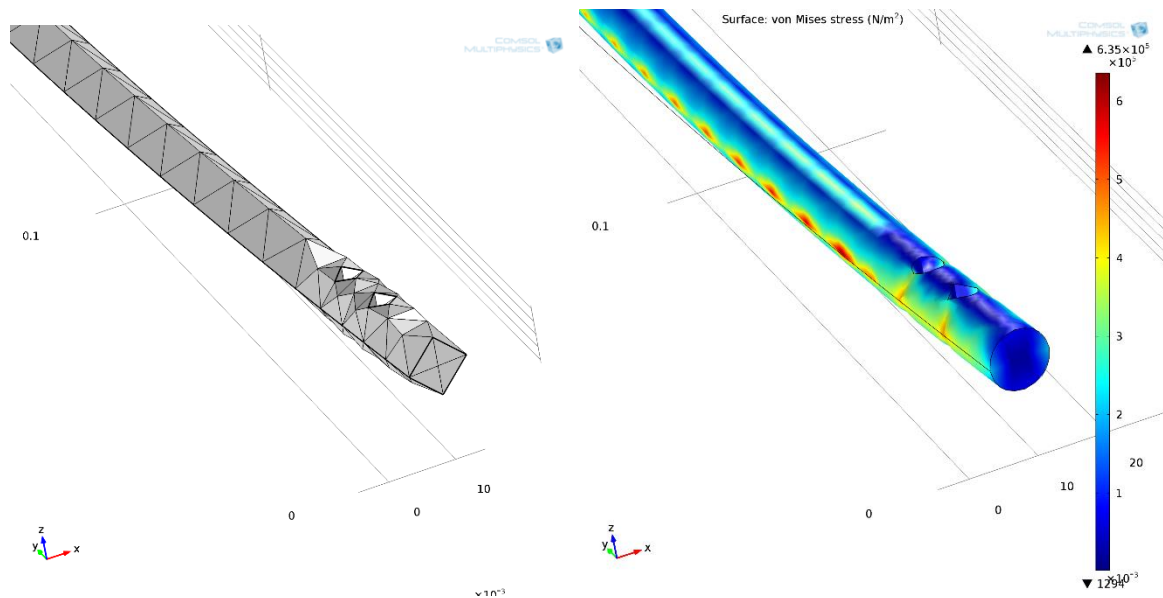
Na tym etapie porównywany będzie wpływ generowanej siatki na wyniki symulacji.

Pręt został poddany zginaniu siłą 1000 N, co może symulować skrajne przypadki codziennego funkcjonowania pacjenta oraz sprawdzenie jak zachowa się krzywizna pręta.

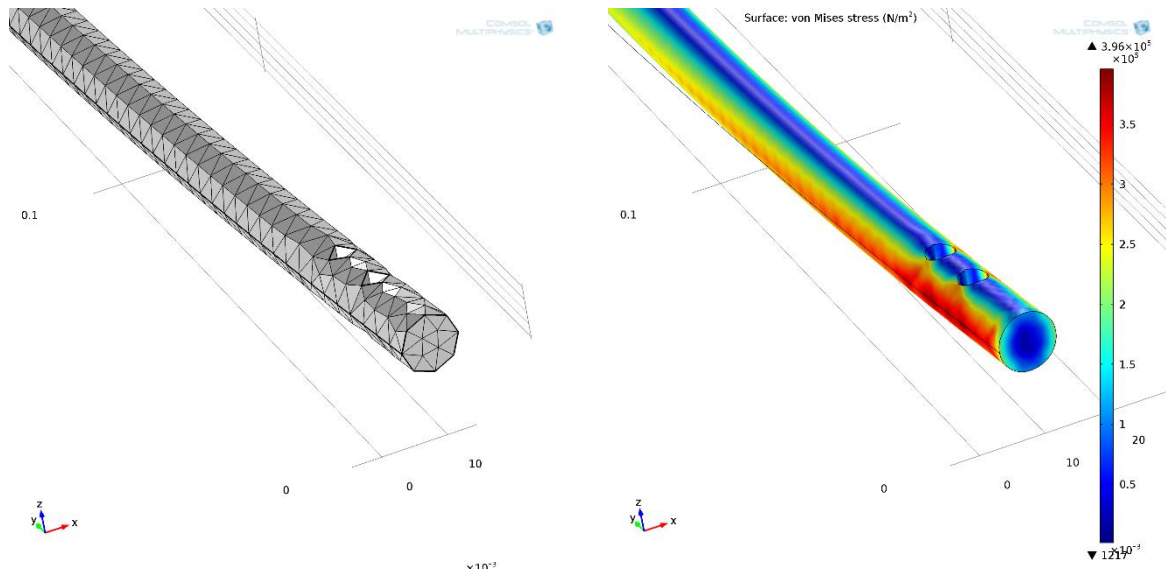


Rys. 11. Schemat przedstawiający miejsce przyłożenia siły

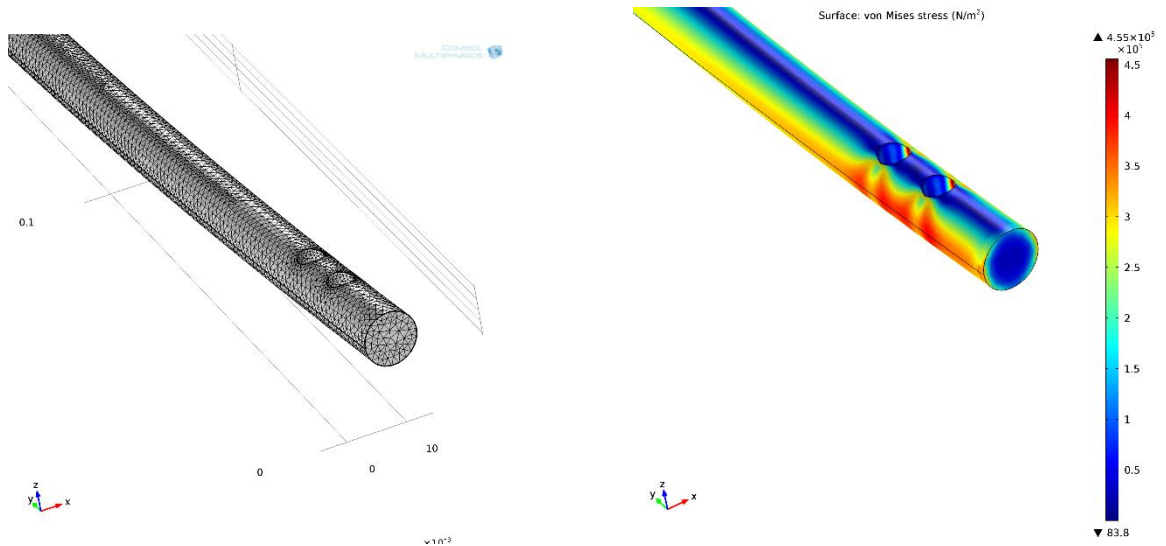
Analizę przeprowadzono na 3 różnej jakości siatkach: extra fine, fine, coarse, co odpowiada 2, 4, 6 miejscu co do jakości siatki dostępnych w programie Comsol Multiphysics 4.4. Jeśli chodzi o ilość wygenerowanych czworościanów sprawa wygląda następująco: siatka coarse powstała z podziału modelu na 505 elementów czworościennych, siatka fine na 2937, a extra fine na 117379. Siatki bardzo różnią się pod względem wizualnym, a także pod względem wyników, co można ujrzeć na rysunkach znajdujących się poniżej.



Rys. 12. Siatka czworościanów o najmniejszej liczbie elementów po lewej stronie oraz naprężenia po prawej (Coarse)



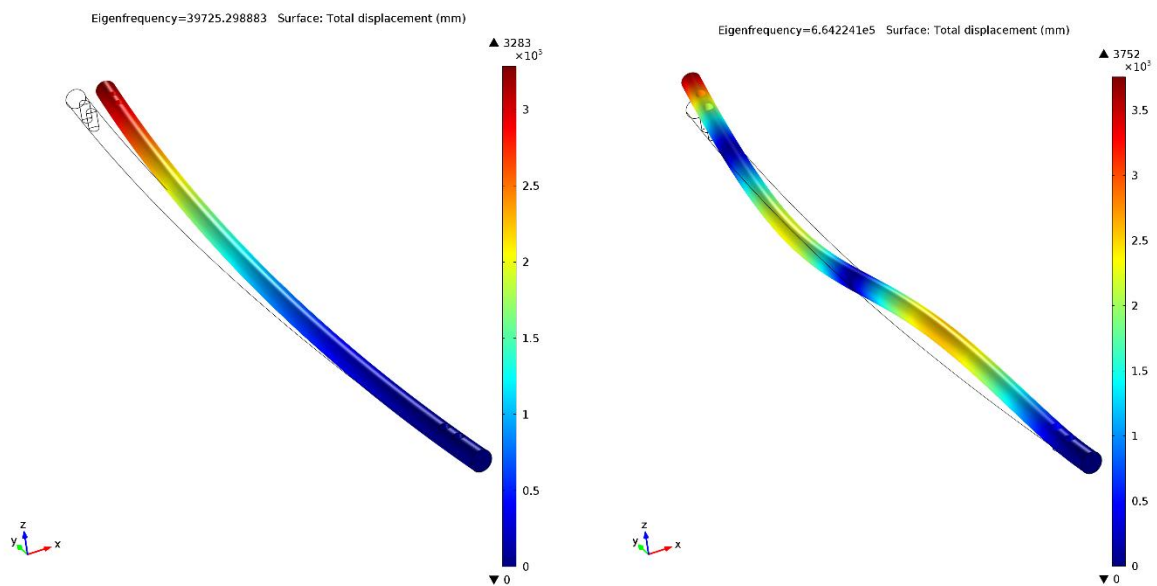
Rys. 13. Siatka czworościanów o średniej liczbie elementów po lewej stronie oraz naprężenia po prawej (Fine)



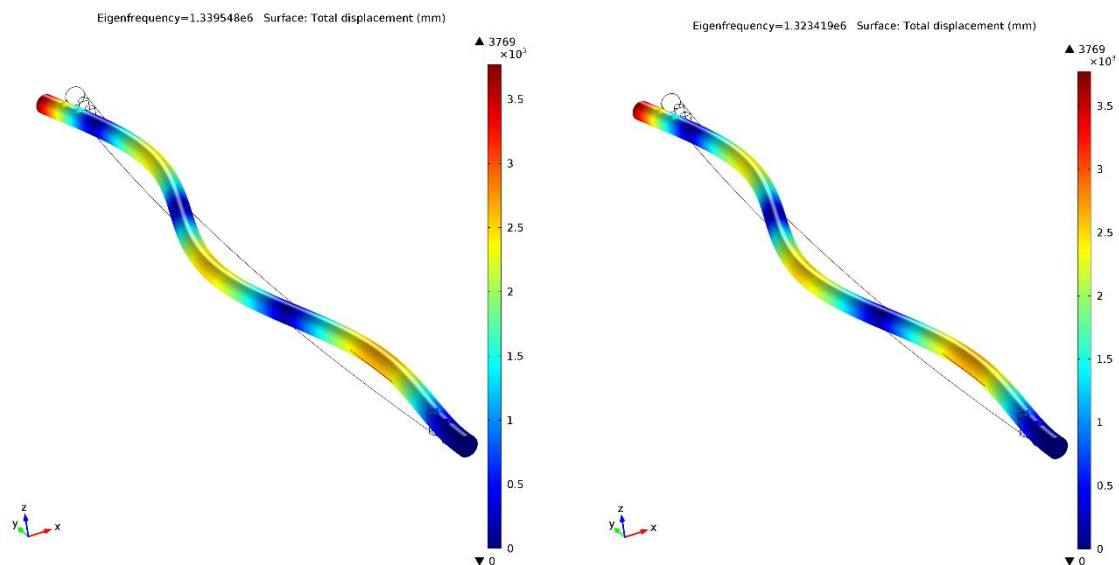
Rys. 14. Siatka czworościanów o największej liczbie elementów po lewej stronie oraz naprężenia po prawej (Extra fine)

1.6.3. Badanie częstotliwości własnych

Badanie miało na celu sprawdzenie w jakich częstotliwościach dany model wpadnie w rezonans oraz porównanie, czy zmiana materiału może w jakikolwiek sposób wpłynąć na wynik. Rysunki przedstawiają losowo 2 wybrane częstotliwości w przypadku stopu tytanu oraz porównanie najwyższych częstotliwości własnych dla stopu tytanu oraz stali z 8 obliczonych przez program Comsol Multiphysics 4.4.



Rys. 15. Dwie losowo wybrane częstotliwości własne stopu tytanu



Rys. 16. Porównanie najwyższych obliczonych częstotliwości własnych konstrukcji ze stopu tytanu (po lewej stronie) oraz ze stali 316L (po prawej stronie)

35631.339355	35205.594771
35631.339355	35205.594771
39725.298883	39225.327967
2.316991e5	2.290385e5
2.464743e5	2.434168e5
6.642241e5	6.565471e5
6.879488e5	6.795363e5
1.311381e6	1.296551e6
1.339548e6	1.323419e6

Rys. 17. Częstotliwości własne stopu tytanu (po lewej) oraz stali 316L (po prawej)

1.7. Wnioski

W projekcie dokonano analizy wytrzymałościowej stabilizatora wewnętrznego w postaci uproszczonego pręta. Badania można podzielić na trzy główne etapy: badanie nacisku siły normalnej do podstawy, zginanie oraz badanie częstotliwości własnych.

Przy badaniu nacisku siły normalnej powstałe naprężenia oraz odkształcenia są bardzo małe w porównaniu do mechanicznych właściwości obu materiałów. Naprężenia wynosiły 10 kPa a granica plastyczności dla stopu tytanu wynosi 380 MPa, a stali 316L 200 MPa co oznacza, że pręt wytrzyma dane obciążenie.

Kolejnym etapem było badanie wytrzymałości na zginanie. Ponadto porównywany był wpływ generowanej siatki na wyniki symulacji. Uzyskane wartości naprężeń są bardzo różne i nie zmieniają się liniowo. Porównując siatki Fine (396 kPa) oraz Coarse (655 kPa) do Extra Fine (455 kPa), można stwierdzić, że na podstawie siatki Fine naprężenia były o 13% mniejsze co mogło być wynikiem teoretycznego uśrednienia na danym obszarze wyniku (siatka extra fine na danym obszarze będzie miała kilka razy więcej czworokątów niż siatka fine). Natomiast na podstawie siatki Coarse wygenerowane wyniki osiągnęły wartość naprężenia o prawie 40 % większą na co wpływ mogła mieć mocno zniekształcona geometria modelu.

Ostatnia przeprowadzana symulacja dotyczyła badania częstotliwości własnych. Częstotliwości dla danych materiałów niewiele się różnią, różnica obliczona na podstawie dwóch pierwszych i ostatniej częstotliwości wynosi od 1,195 do 1,201% w przybliżeniu 1,2%, co ukazuje, że ma to niewielki wpływ na różnicę. Kolejną informację którą możemy uzyskać z przeprowadzonej analizy jest to, że kolejne częstotliwości dla obu materiałów zmieniają się równomiernie co wpływa na to, że różnica ulega bardzo nie wielkim zmianom.