

**Politechnika Poznańska**  
**Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania**



**Projekt: Modelowanie i symulacja zagadnień  
biomedycznych**

**Program: COMSOL Multiphysics 3.4, 5.0, 5.1**

**Prowadzący:**

**dr hab. Tomasz Stręk**  
**Instytut Mechaniki Stosowanej**  
**Zakład Mechaniki Technicznej**

**Wykonawcy:**

**Tomasz Machałowski**

**Aleksandra Radosh**

**Inżynieria biomedyczna PR1**

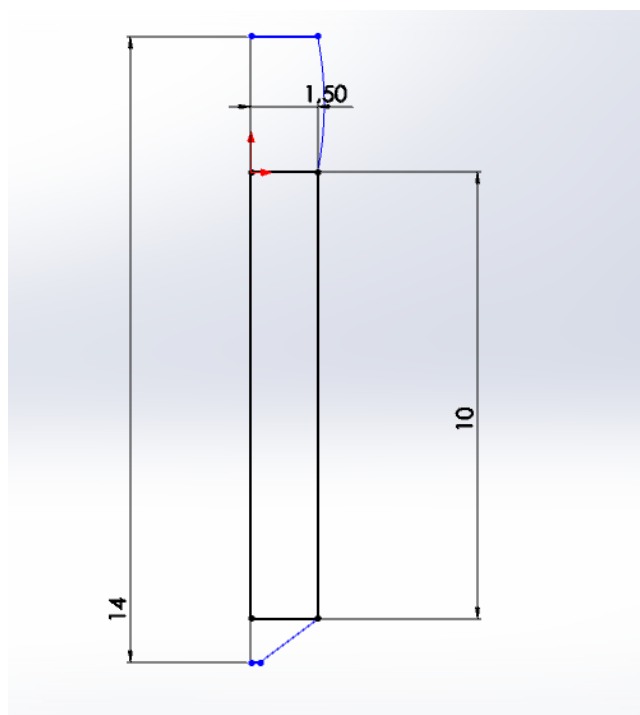
**Rok 2015/2016**

## **Analiza sił działających na implant zębowy w otulinie kości korowej oraz kości gąbczastej**

Celem poniższego projektu jest przedstawienie odpowiedzi implantu zębowego zaimplementowanego w kość korową i kość gąbczastą na działania sił ściskania, skręcania oraz siły zadanej z boku. Naturalną kość żuchwy na zewnątrz tworzy gruba warstwa kości korowej a wewnątrz zawiera kość gąbczastą. Przypadek rozpatrywany przez nas rozpatruje poszczególne rodzaje kości oddzielnie lecz pod wpływem tych samych sił.

### **1. Stworzenie implantu dedykowanego w środowisku CAD**

Proponowany przez nas projekt implantu został stworzony w programie SolidWorks2015.



Rysunek 1. Wymiary w [mm] implantu zębowego [rysunek własny]

Implant składa się z dwóch części:

- Nagwintowanej zewnętrznie mającej kontakt bezpośredni z kością. Na tej powierzchni zachodzi osteointegracja zwiększająca funkcjonalność oraz poprawiająca jakość zabiegu implantacji. Gwint zawiera stały skok 0.7 mm.
- Nagwintowanej wewnętrznie głowy implantu- ta część służy jako łącznik między nagwintowaną zewnętrznie częścią znajdującą się w kości a finalnie nakładanym zębem. Ząb zostaje wkręcony w implant za pośrednictwem wspomnianego wcześniej gwintu

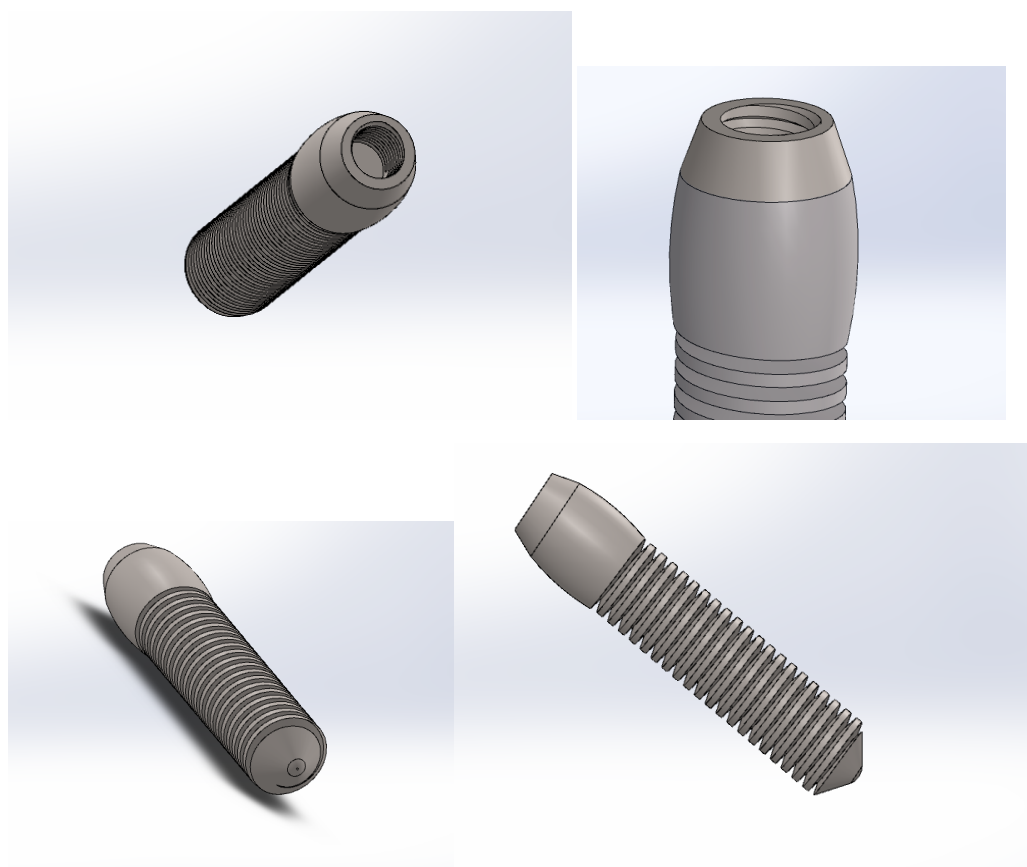
wewnętrzny. Powierzchnia pozbawiona jest ostrych krawędzi co mogłoby doprowadzić do poranienia pacjenta w trakcie użytkowania.

Materiałem użytym przez nas jest beznikłowy stop tytanu Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si(SS). Zastosowaliśmy ten materiał ze względu na bardzo dobre cechy wytrzymałościowe. Materiał ten ponadto jest bardzo dobrze akceptowalny przez organizm i nie powoduje stanów zapalnych.

Tabela 1. Właściwości stopu Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si(SS) wykorzystanego na implant

Właściwość	Wartość	Jednostki
Współczynnik sprężystości	1.230000018e+011	N/m <sup>2</sup>
Współczynnik Poissona	0.33	n.d.
Wytrzymałość na rozciąganie	1160000029	N/m <sup>2</sup>
Granica plastyczności	1070000004	N/m <sup>2</sup>
Styczny moduł sprężystości		N/m <sup>2</sup>
Współczynnik rozszerzalności cieplnej	9e-006	/K
Masa właściwa	4650	kg/m <sup>3</sup>
Współczynnik utwardzenia	0.85	n.d.

## 1.1. Projekt własny implantu



Rysunek 2. Widoki proponowanego przez nas implantu [rysunki własne]

## 2. Analiza mechaniczna - obciążeniowa

Analizę obciążeń przeprowadzono w programie Comsol Multiphysics 5.0 zadając siłę o wartości 460 [N] osiowo w kierunku pionowym. Przedstawiono to na poniższych rysunkach. Zasympulowano bloczek kości o boku 0,2 [mm] oraz zadano wartości dla kości korowej zamieszczone w tabeli 2. Następnie wykonano analizę skręcania o kąt 10°, była to symulacja dokręcania implantu. Na koniec przedstawiono analizę przypadku, gdy siła o wartości 460 [N] przyłożona jest z boku, w postaci np. uderzenia w szczękę.

Tabela 2. Parametry i ich wartości przyjęte w programie Comsol Multiphysics

<u>PARAMETR</u>	<u>WARTOŚĆ</u>
MODUŁ YOUNGA E KOŚCI KOROWEJ GĄBCZASTEJ	$1,6 * 10^{10} Pa$ $0,9 * 10^{10} Pa$
WSPÓLCZYNNIK POISSONA MATERIAŁU IMPLANTU	0,33
MASA WŁAŚCIWA MATERIAŁU IMPLANTU	$4650 \left[ \frac{kg}{m^3} \right]$
SILA ŚCISKAJĄCA	460 [N]
SILA ZGINAJĄCA	460 [N]

Na początku zadaliśmy siłę, działającą pionowo na obszar zaznaczony na rysunku 4.

## 2.1. Kość gąbczasta:

Tabela 3. Parametry zadane podczas obliczeń w programie Comsol:

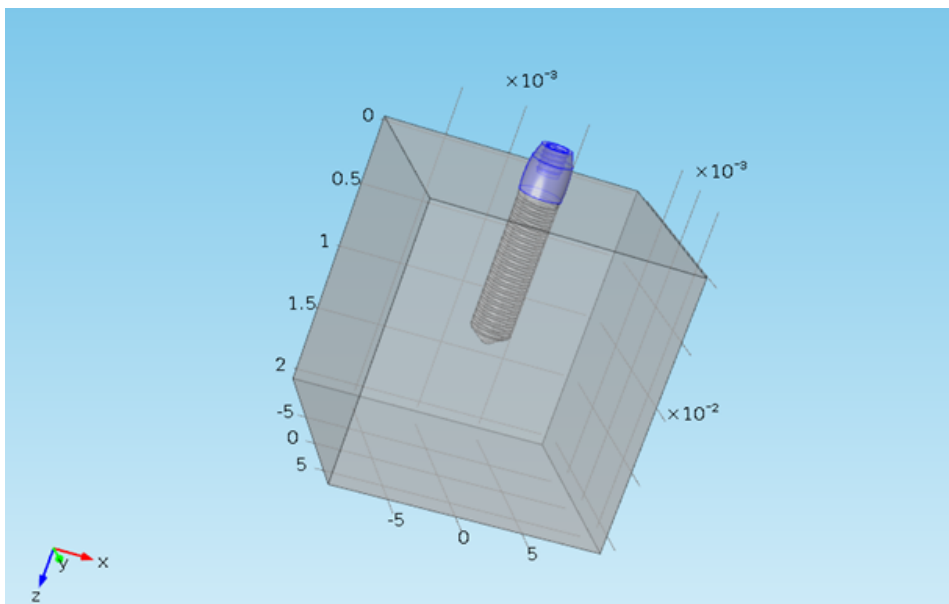
Name	Expression	Value	Description
E	1.23e11	1.23E11	
nu	0.33	0.33	
rho	4650	4650	
a	0.02	0.02	
rhob	900	900	
Eb	1e10	1E10	
nub	0.3	0.3	

### 2.1.1. Ściskanie

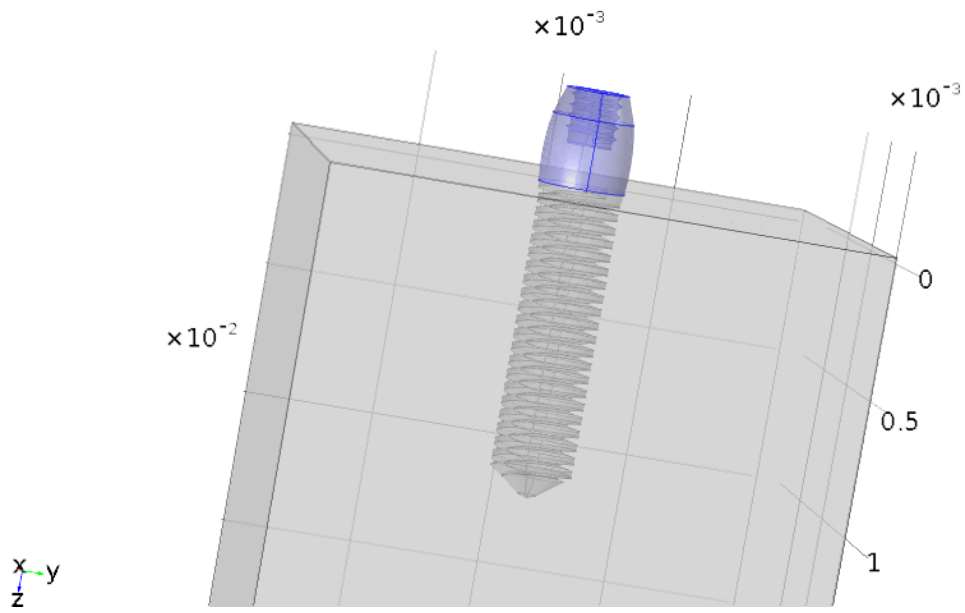
Siła ściskająca nasz implant w otulinie kości zadana była pionowo w dół, wzdłuż osi Z. Jej wartość wynosiła 460[N]. Równanie miało postać:

$$0 = \nabla * s + Fv$$

Siła została zadana na najbardziej narażony na nią element wystający poza szczękę:

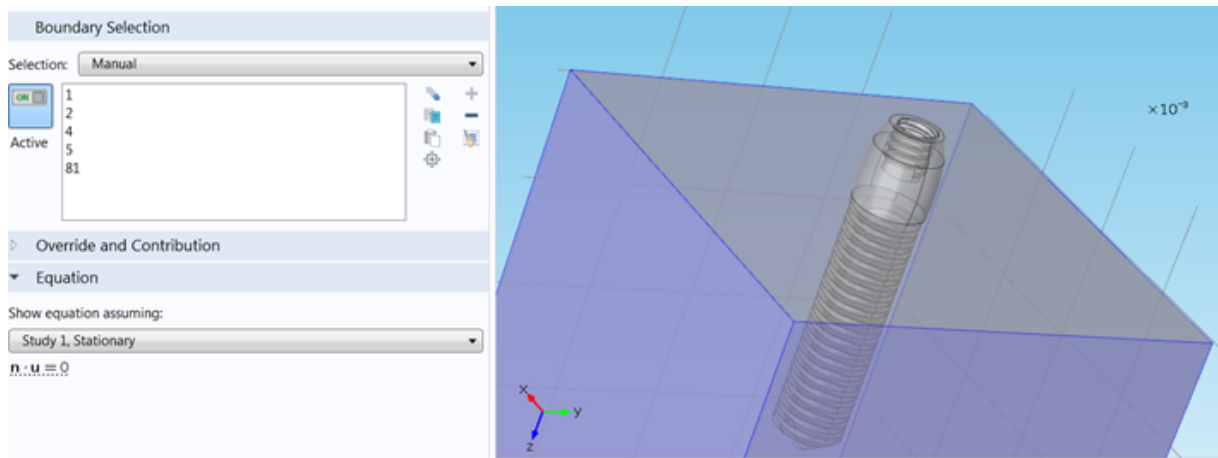


Rysunek 3. Miejsce przyłożenia siły oraz jej wartość



**Rysunek 4. Miejsce przyłożenia siły**

Ściany bryły sześcienniej ( nasza kość w której osadzony jest implant) zostały unieruchomione zgodnie z równaniem:

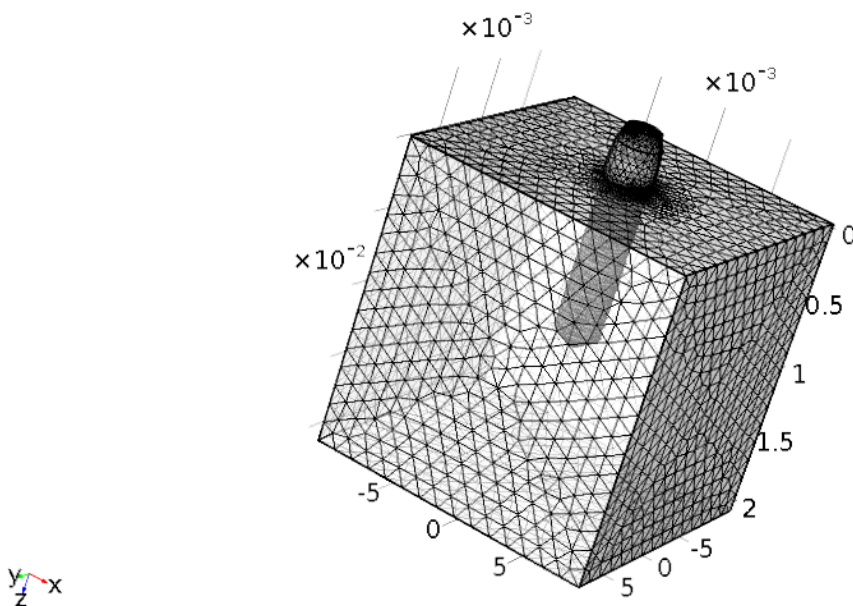


**Rysunek 5. Osadzenie implantu w nieruchomej kości.**

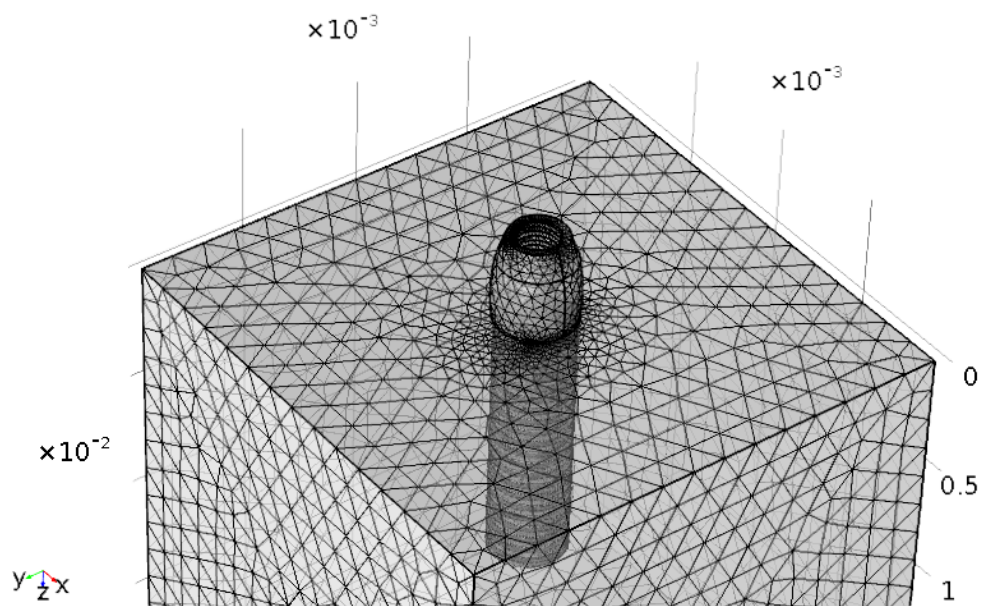
Na potrzeby obliczeń musimy nałożyć siatkę trójkątów na naszą powierzchnię. Jest to niezbędny element każdego obliczenia MES. Rozwiązanie takie pozwala na obliczenie wartości pojawiających się w przekroju danego układu.

Jak każda metoda numerycznej aproksymacji, metoda elementów skończonych wprowadza szereg możliwych błędów rozwiązania. Kilka najważniejszych to:

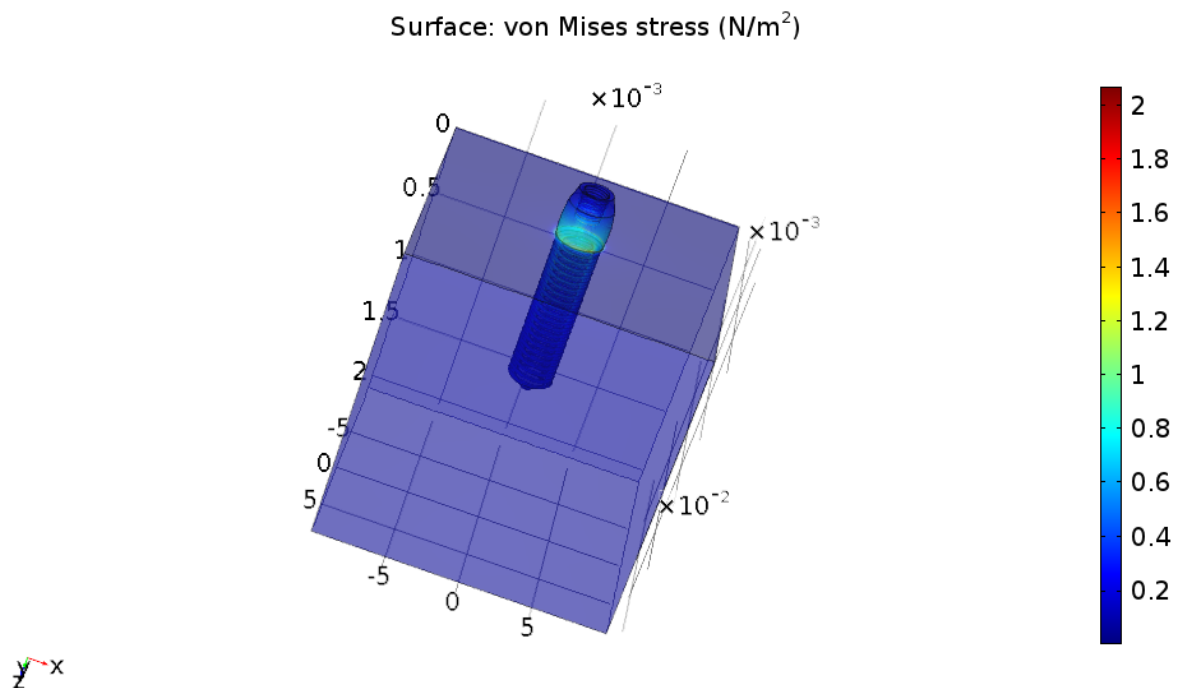
- błąd modelowania (zastosowany model matematyczny nie odzwierciedla dokładnie rzeczywistości)
- błąd wartości współczynników (przyjęte wartości współczynników równań różniczkowych cząstkowych i warunków brzegowych, czyli np. dane materiałowe, dane o interakcji obiektu ze światem zewnętrznym obarczone są błędem)
- błąd odwzorowania obszaru (obszar obliczeniowy nie odpowiada dokładnie rzeczywistemu obszarowi zajmowanemu przez analizowany obiekt)
- błąd numeryczny (błąd dyskretyzacji, zastosowana metoda aproksymacji wprowadza błąd w stosunku do rozwiązania dokładnego problemu wyjściowego)
- błąd zaokrągleń (ze względu na zastosowanie ograniczonej dokładności reprezentacji liczb w komputerze, rozwiązanie uzyskane programem komputerowym nie odpowiada rozwiązaniu przybliżonemu, które zostałyby otrzymane przy dokładnej reprezentacji liczb)



**Rysunek 1. Wygenerowana siatka**



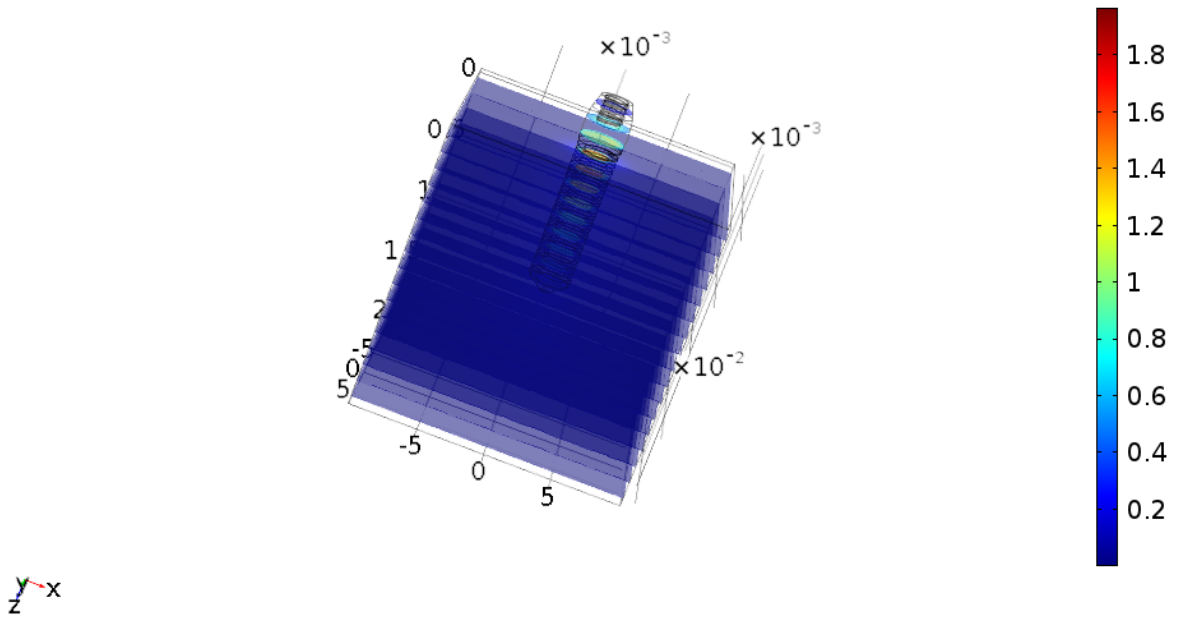
Rysunek 2. Zbliżenie wygenerowanej siatki (miejsce przejścia kość-implant)



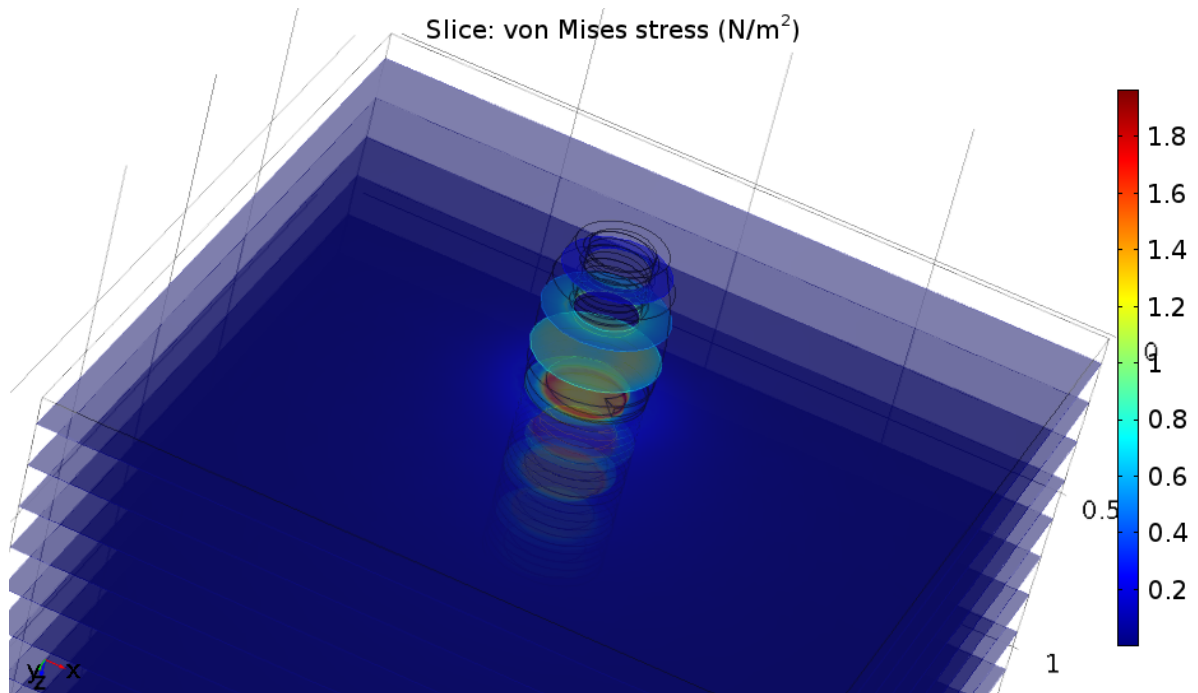
Rysunek 3. Naprężenia w implancie powstałe na skutek działania siły ściskającej



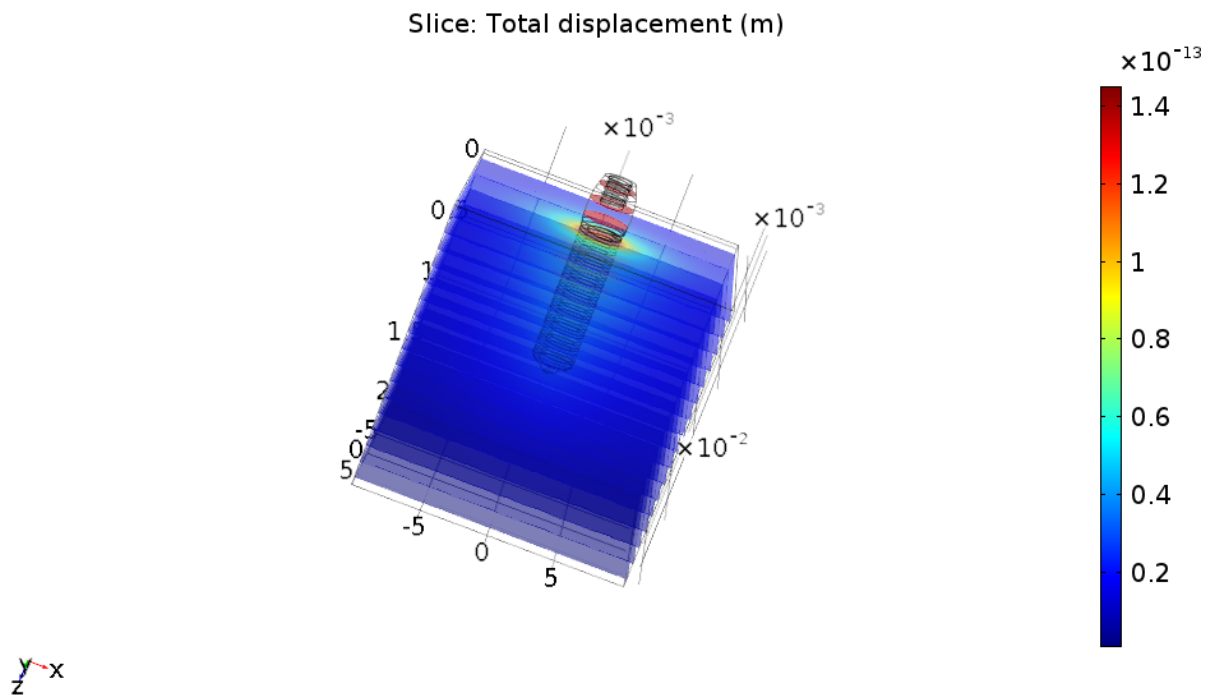
Slice: von Mises stress (N/m<sup>2</sup>)



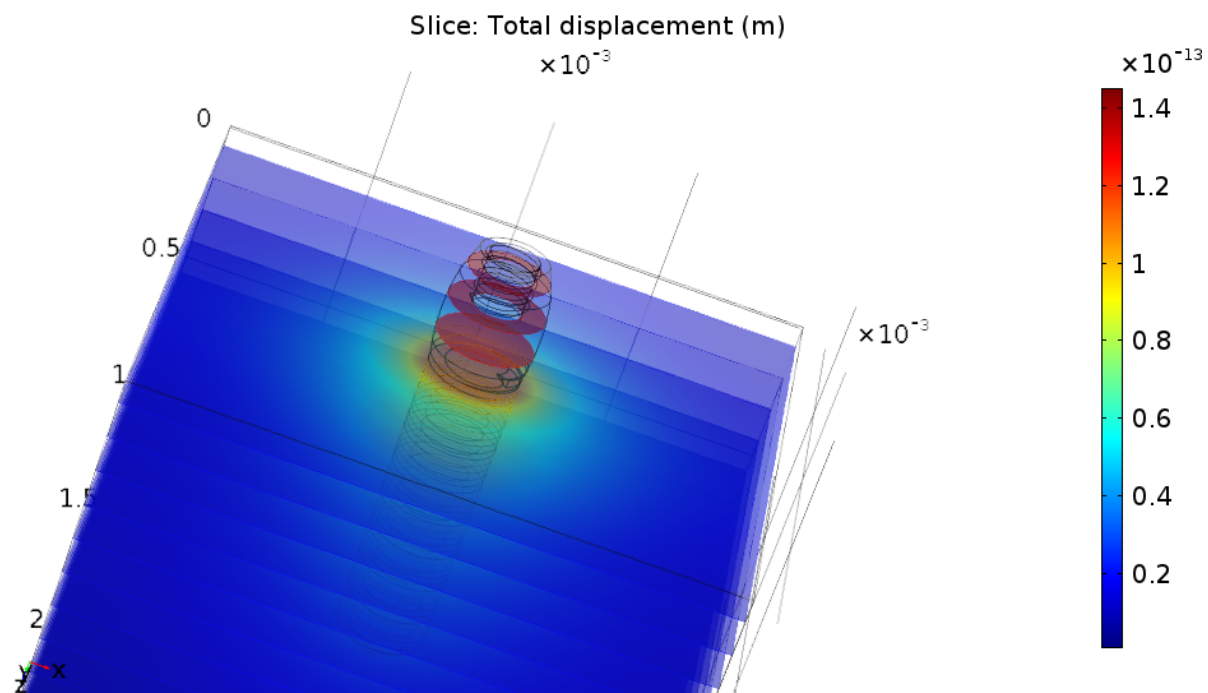
Rysunek 9. Naprężenia implantu w przekrojach



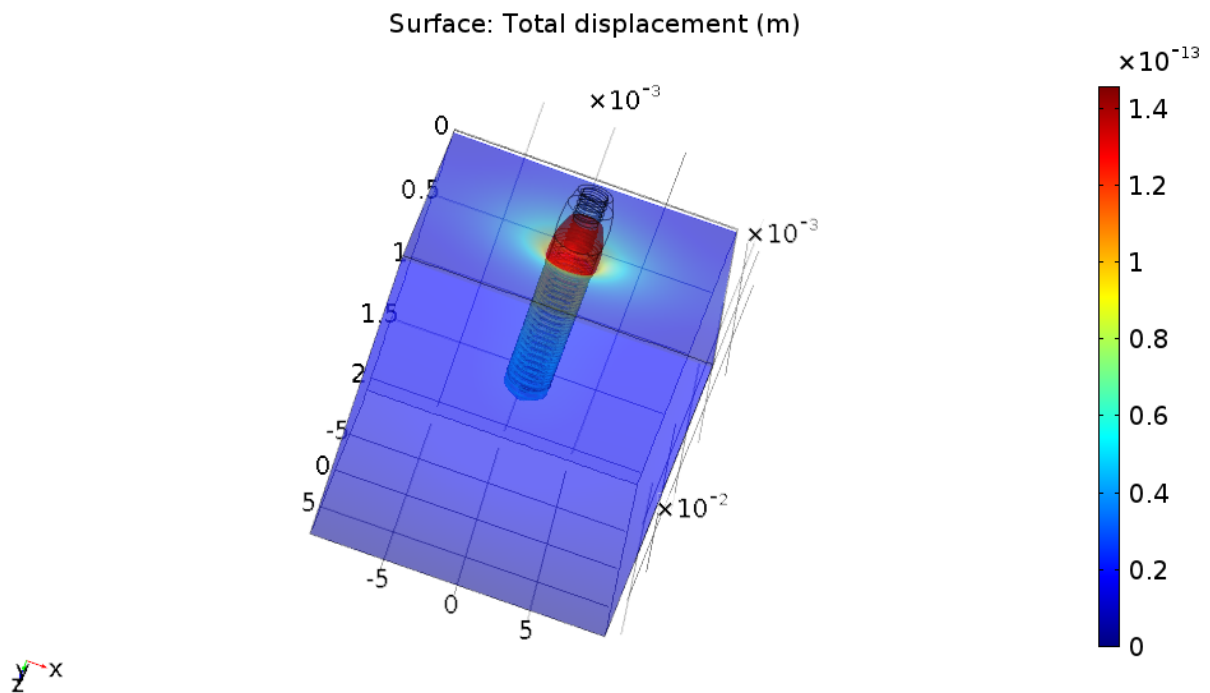
Rysunek 10. Naprężenie w przekrojach implantu w zbliżeniu



Rysunek 11. Całkowite przemieszczenie implantu w przekrojach



Rysunek 12. Całkowite przemieszczenie w przekrojach w zbliżeniu



Rysunek 13. Całkowite przemieszczenie implantu w skali

### 2.1.2. Skręcanie

Skręcanie odbywało się o zadany kąt  $10^\circ$ , przeliczony na radiany:  $\frac{2\pi \cdot 10^\circ}{360^\circ}$ . Skręcanie odbywało się wokół osi Z widocznej na rysunku 14. Równanie różniczkowe do tego zagadnienia miało postać

$$0 = \nabla * s + Fv$$

Warunki brzegowe mają postać:

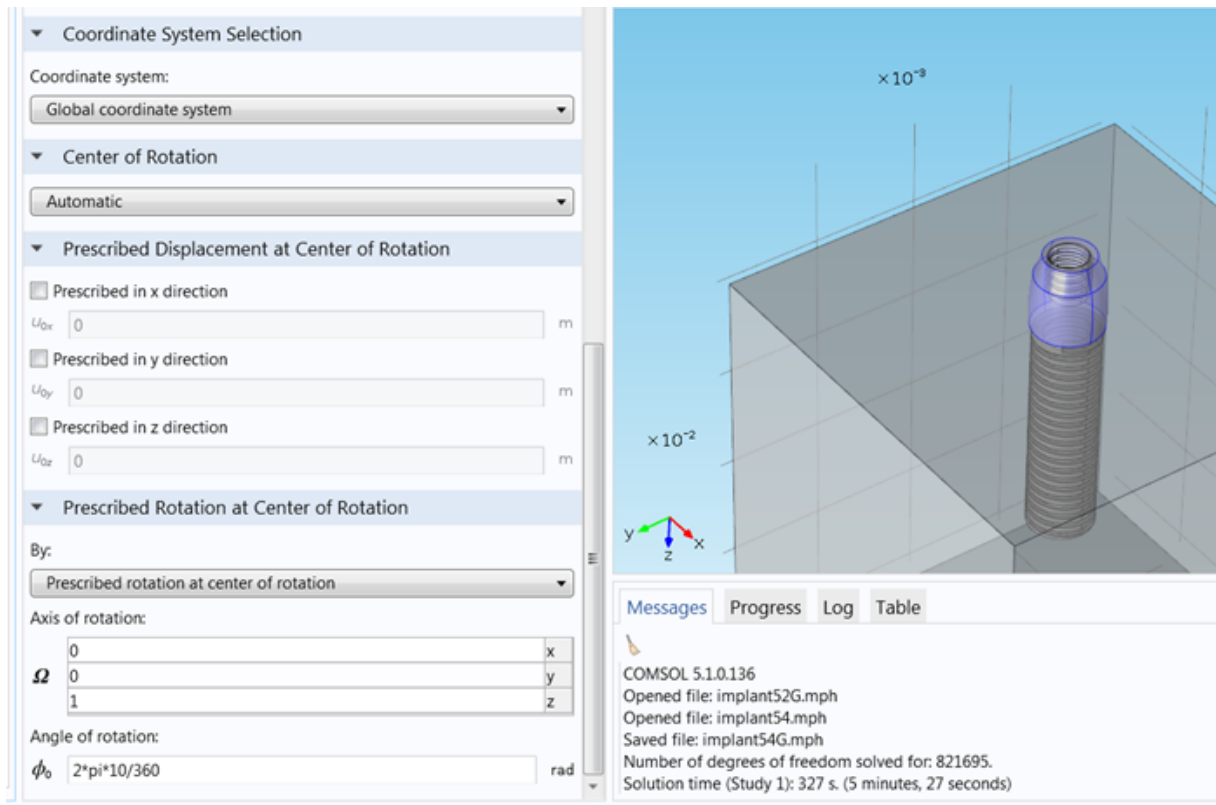
$$u = u_c + (R - I)(X - X_c)$$

$$X_c = \frac{\int X dA}{A}$$

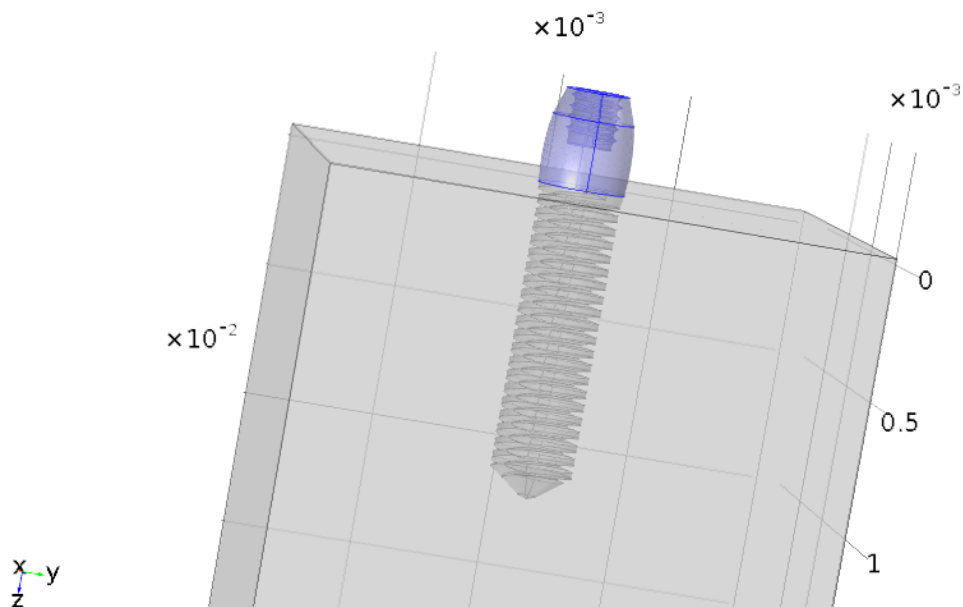
$$A = \int dA$$

$$R \rightarrow R(a, b, c, d)$$

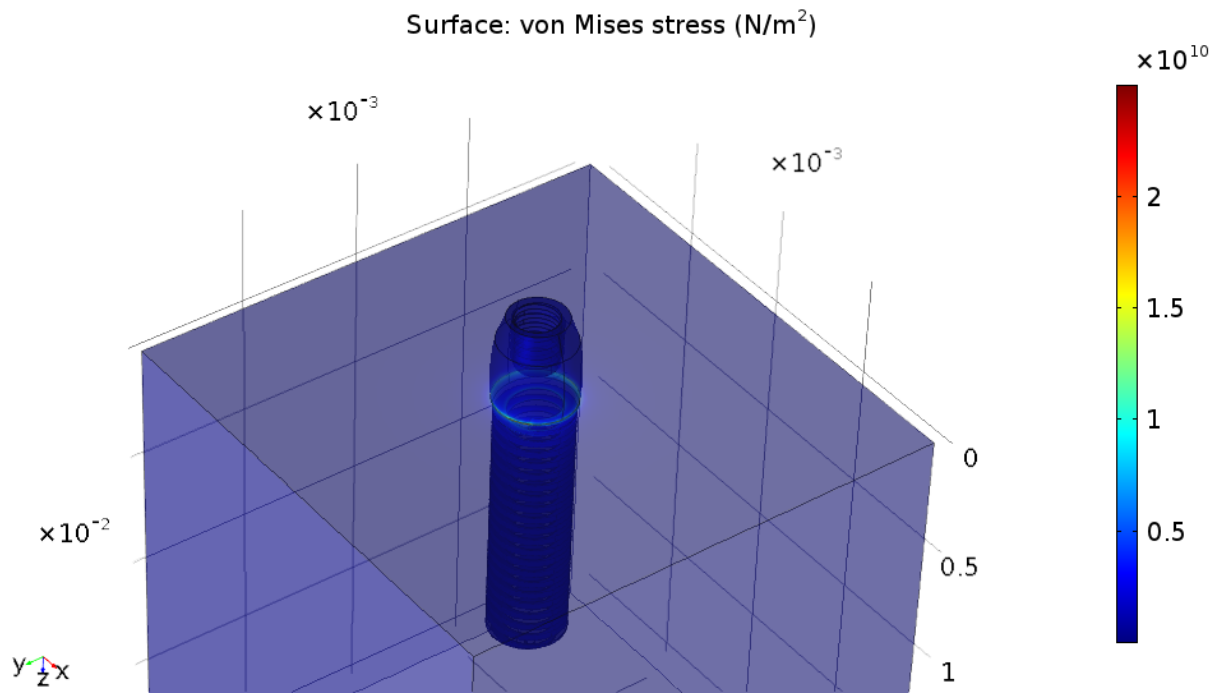
$$b = \frac{\Omega}{\|\Omega\|} \sin\left(\frac{\phi_0}{2}\right), \quad a = \cos\left(\frac{\phi_0}{2}\right)$$



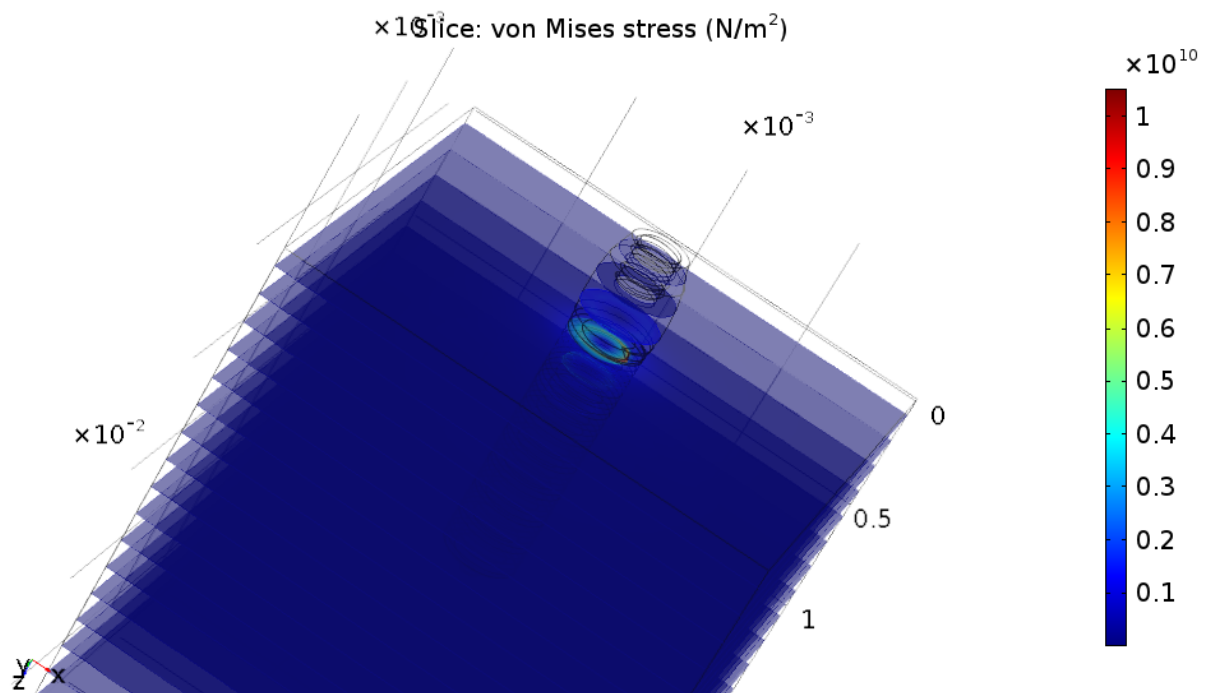
Rysunek 14. Wartości kąta o który skrócono implant



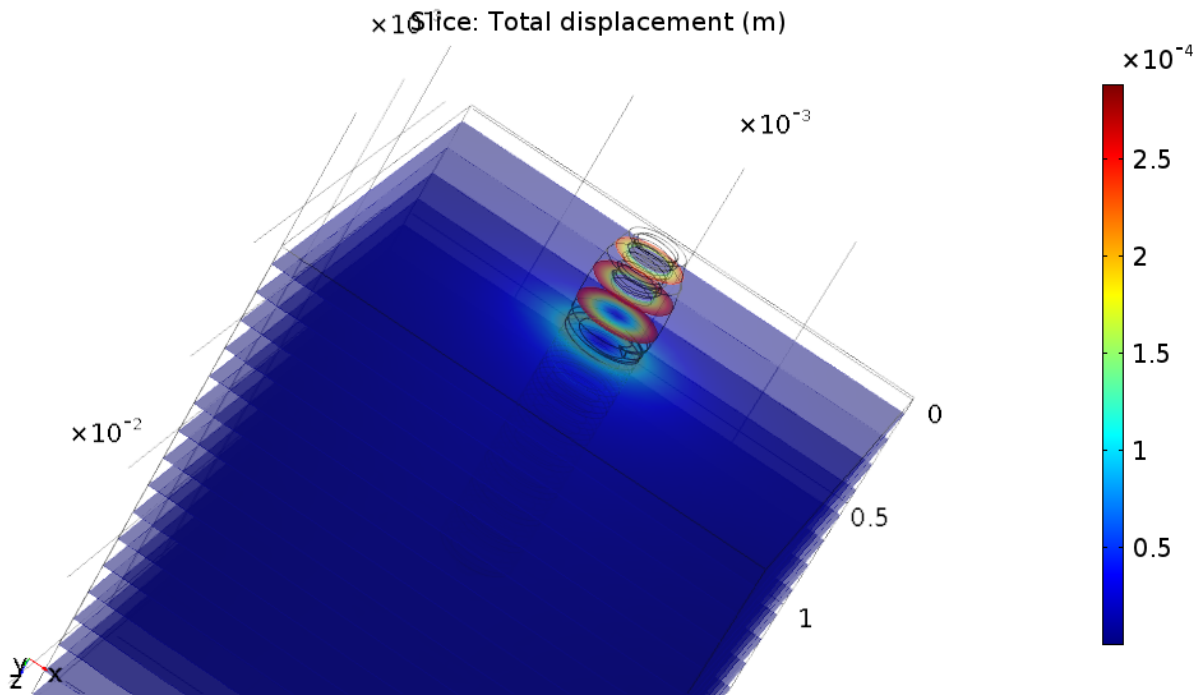
Rysunek 15. Miejsce przyłożenia siły skręcającej



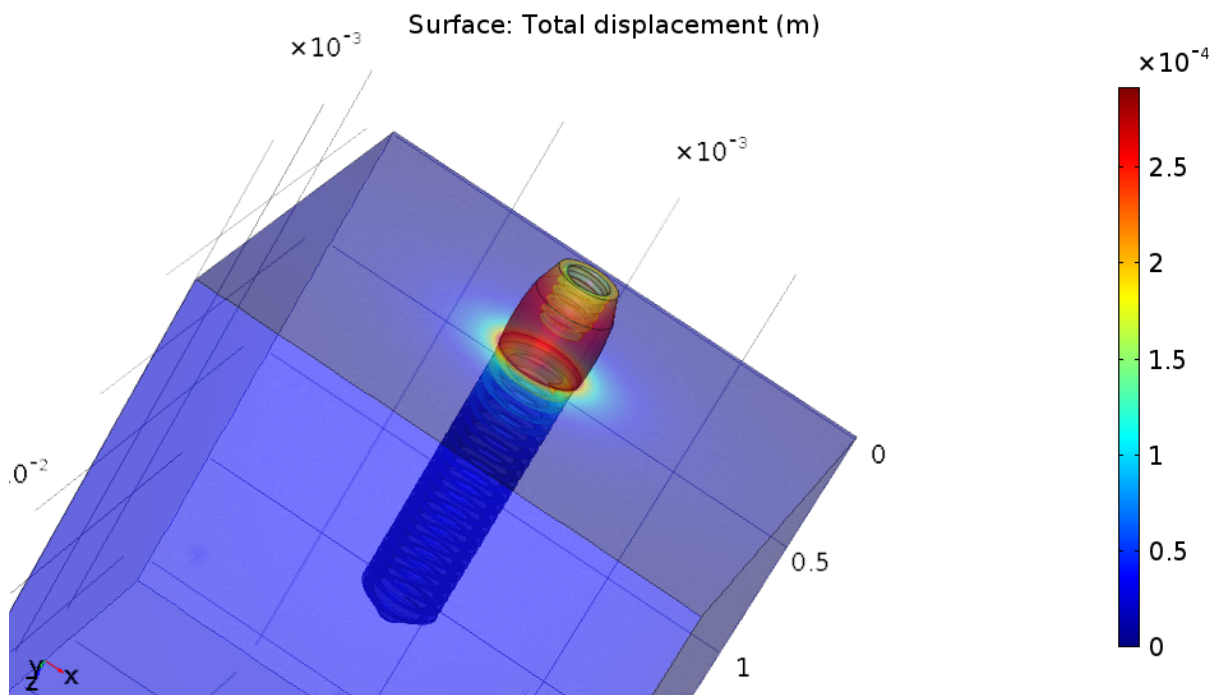
Rysunek 16. Naprężenia w implancie, zbliżenie



Rysunek 17. Naprężenia w implancie w przekrojach, zbliżenie



Rysunek 18. Całkowite przemieszczenie w przekrojach, zbliżenie

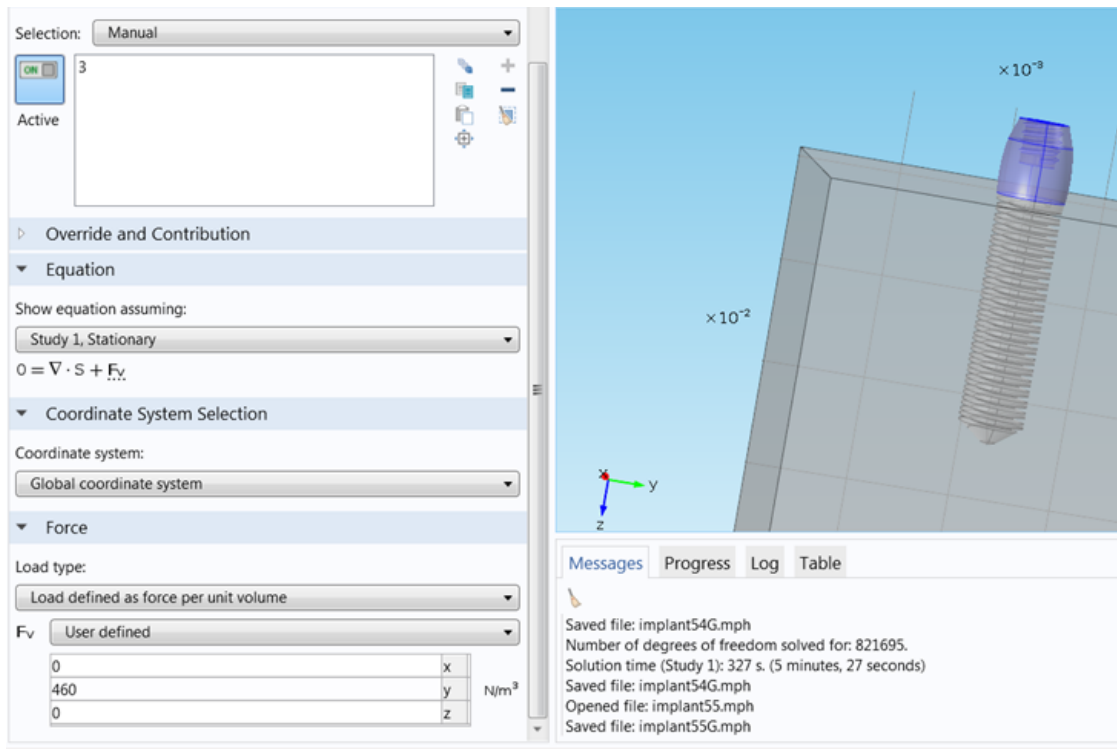


Rysunek 4. Wpływ siły skręcającej na głowę implantu oraz otulinę kości

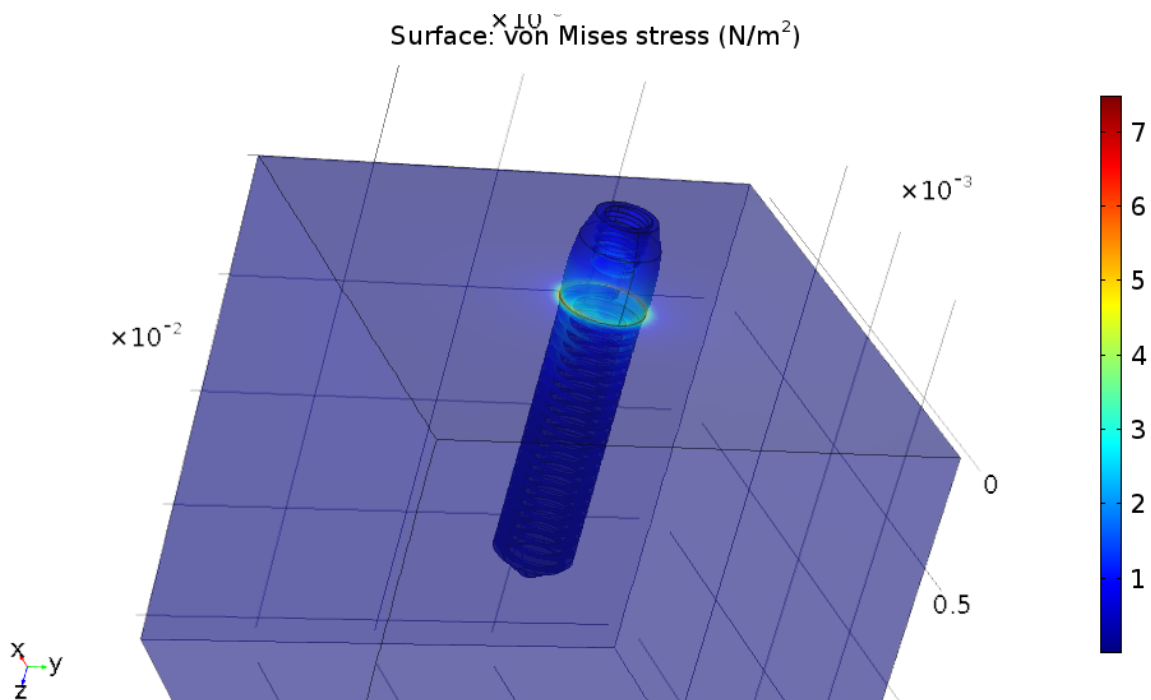
### 2.1.3. Zginanie

Symulacja uderzenia. Siła o wartości 460 [N] przyłożona z boku, w osi y. Równanie do tego rozwiązania ma postać:

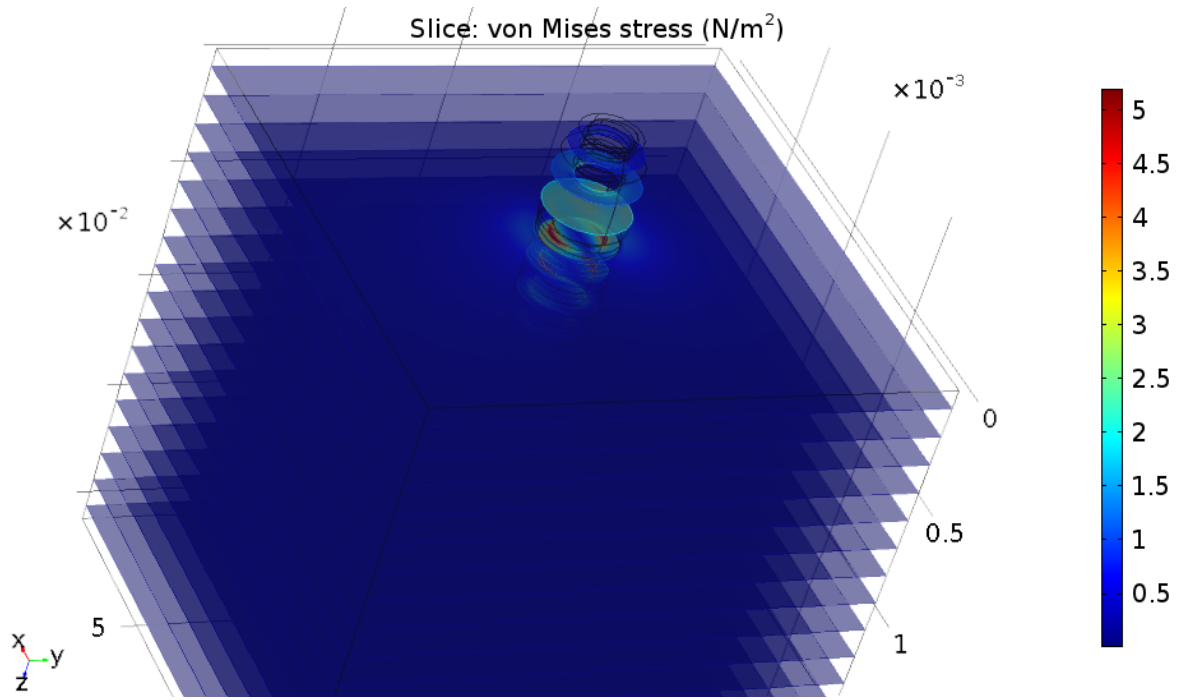
$$0 = \nabla * s + Fv$$



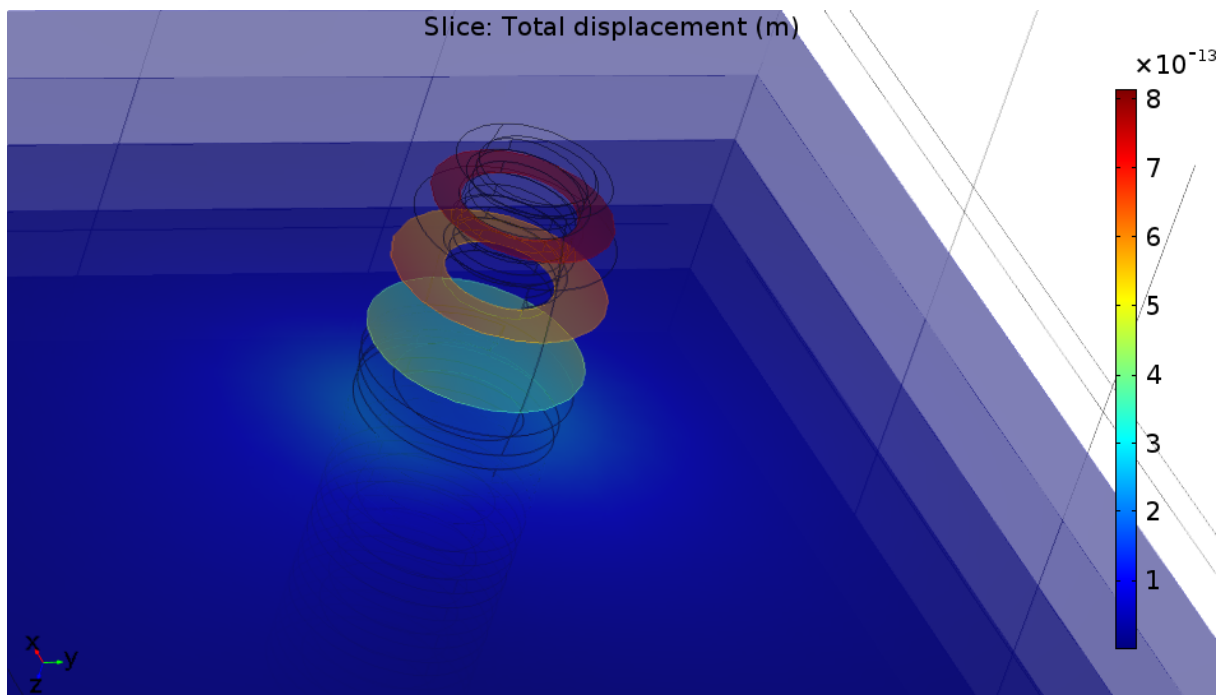
Rysunek 20. Przyłożenie siły wzdłuż osi y



Rysunek 21. Naprężenia w implancie

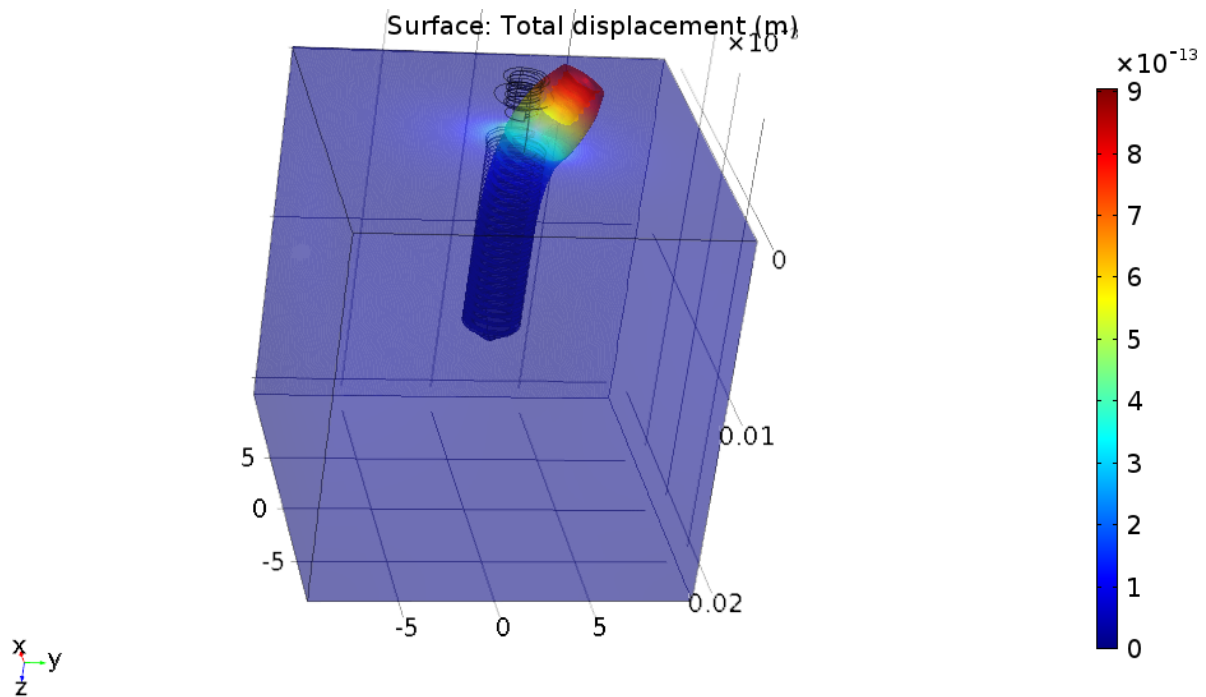


Rysunek 22. Naprężenia w implancie

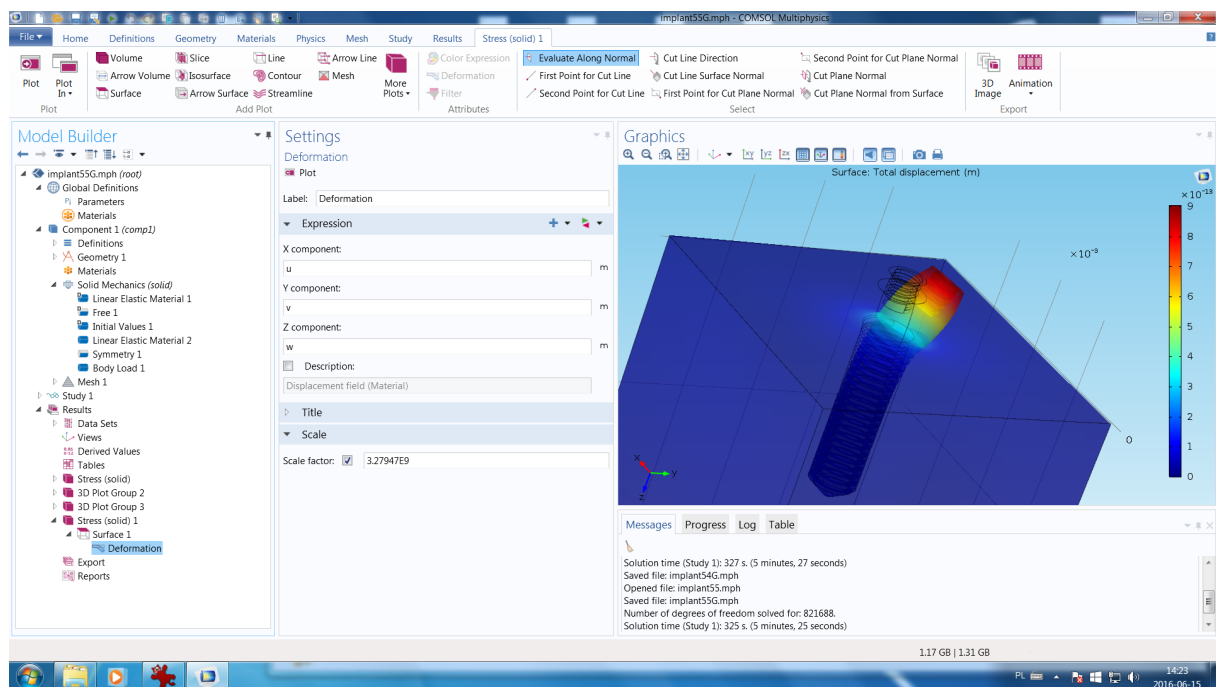


Rysunek 23. Przekrój przez naprężenia implantu





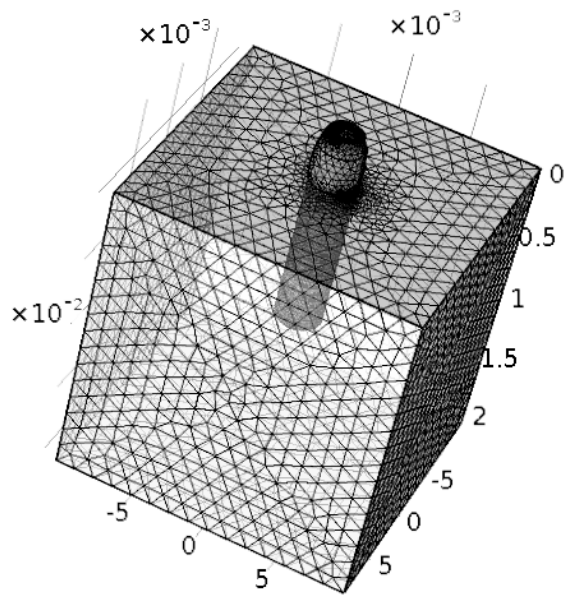
Rysunek 24. Całkowite przemieszczenie w skali



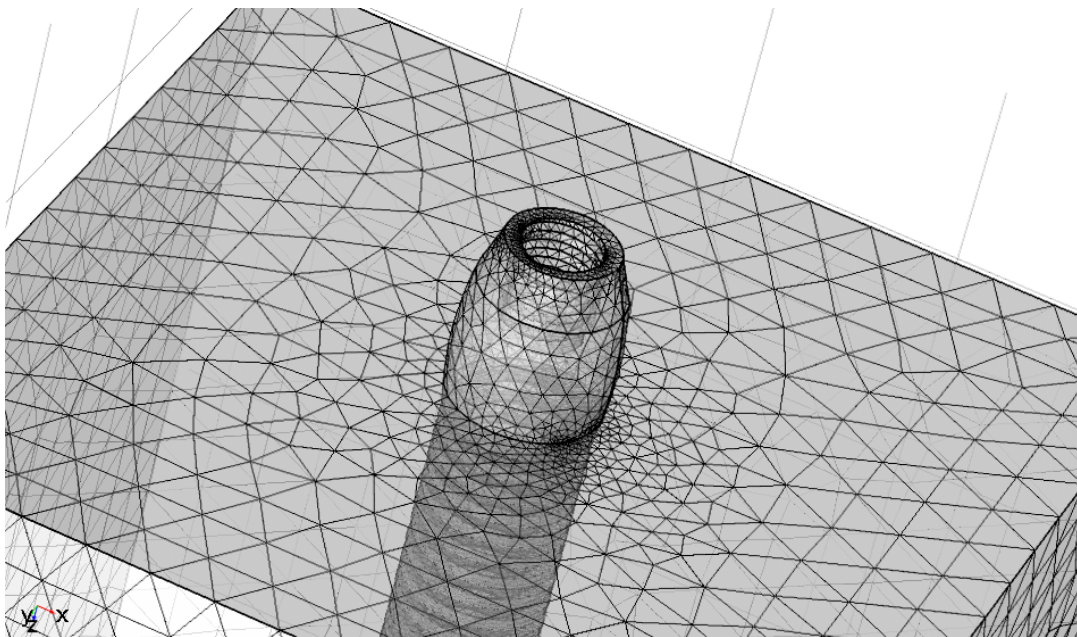
Rysunek 25. Skala przemieszczenia zadana w programie Comsol

## 2.2. Kość krowa:

Postępowanie w przypadku obliczeń dla kości krowiej jest analogiczne jak w powyższym przypadku dlatego też zamieszczamy same wyniki naszych obliczeń.



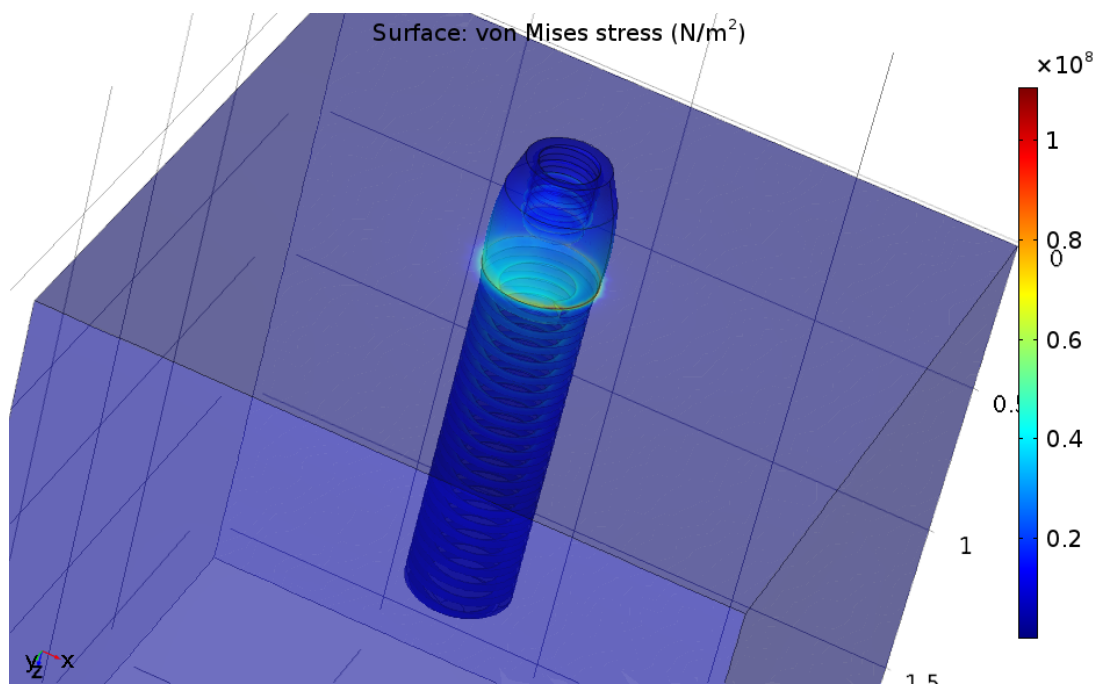
Rysunek 26. Wygenerowana siatka MES



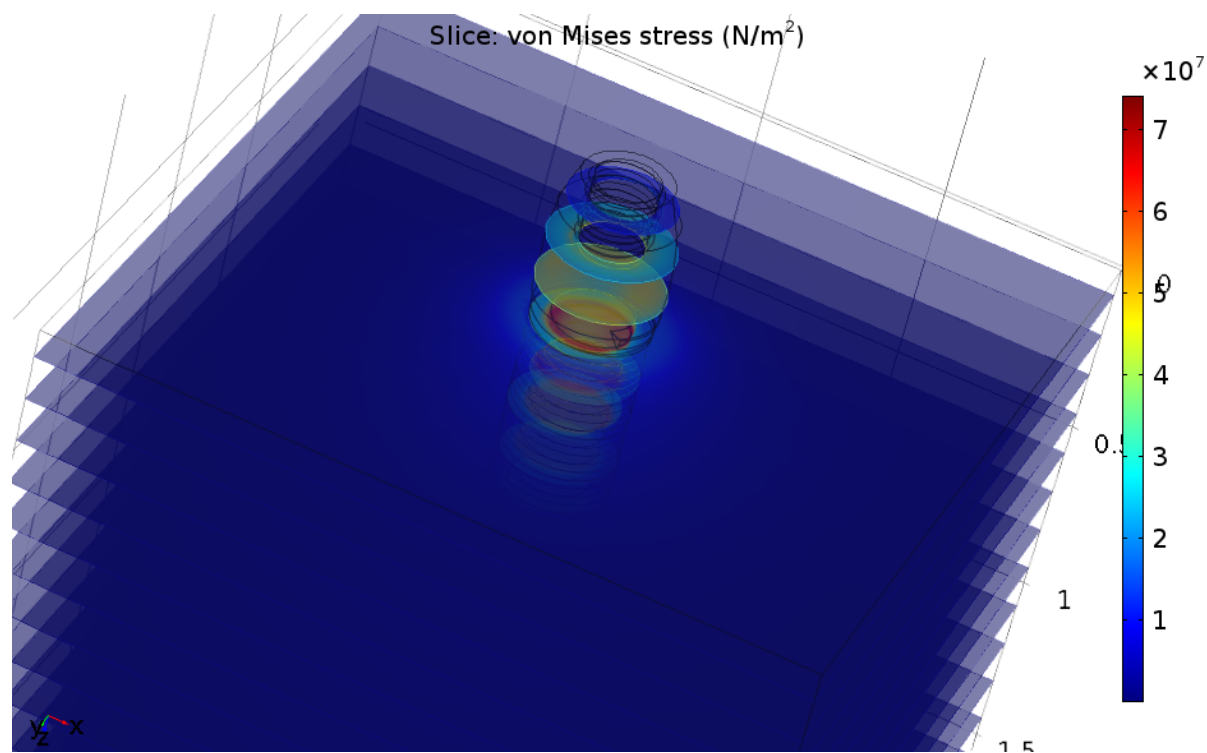
Rysunek 27. Zbliżenie wygenerowanej siatki

## 2.2.1. Ściskanie

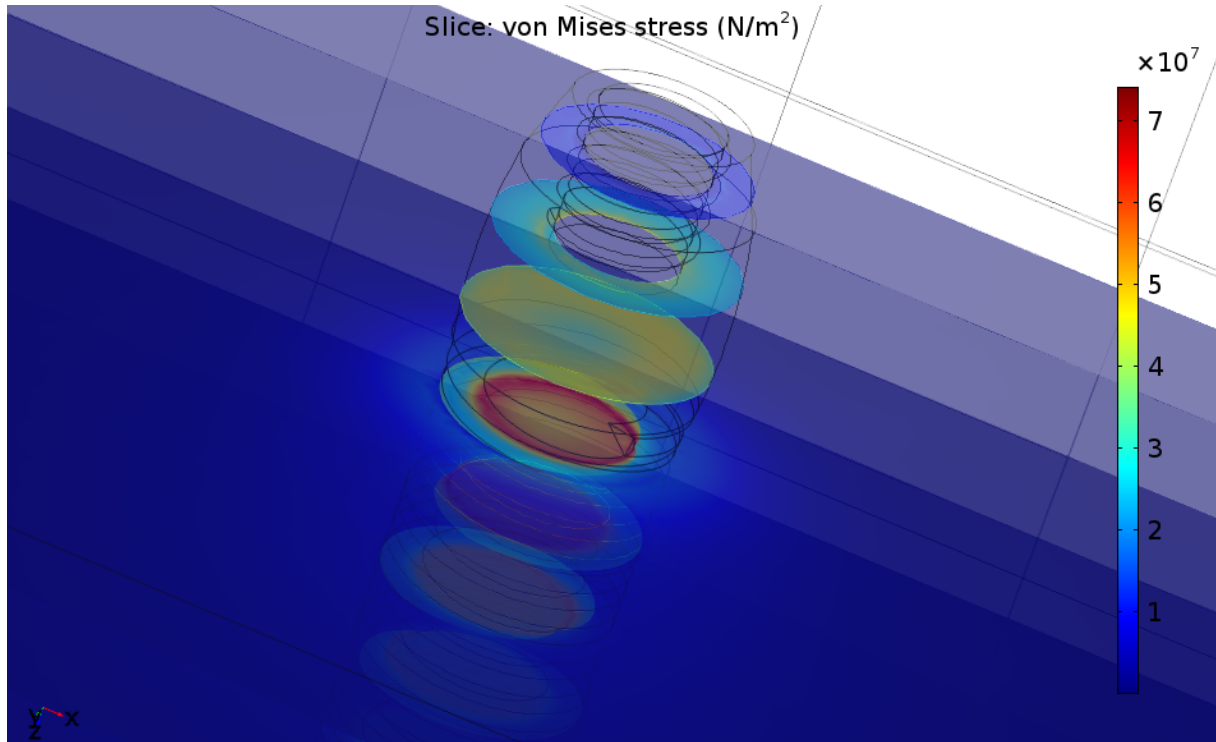
Zadanie siły ściskającej pionowo, o wartości 460 [N]



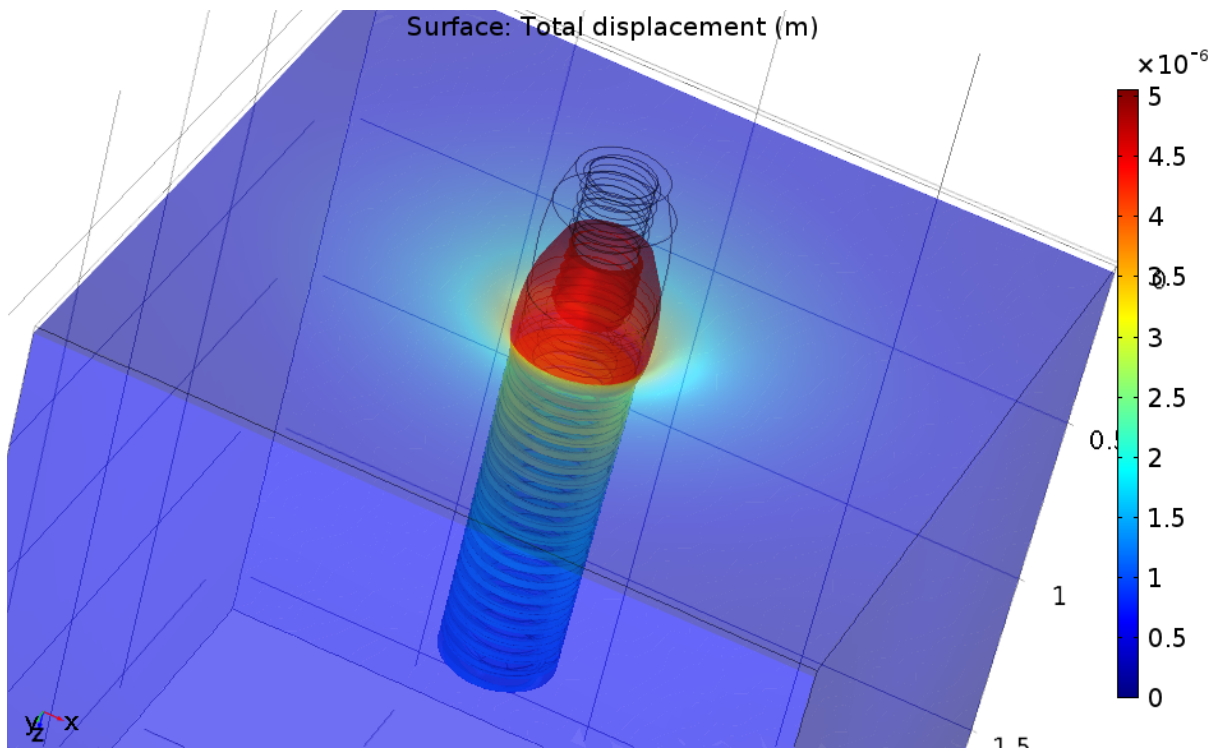
Rysunek 28. Naprężenia przy sile ściskającej



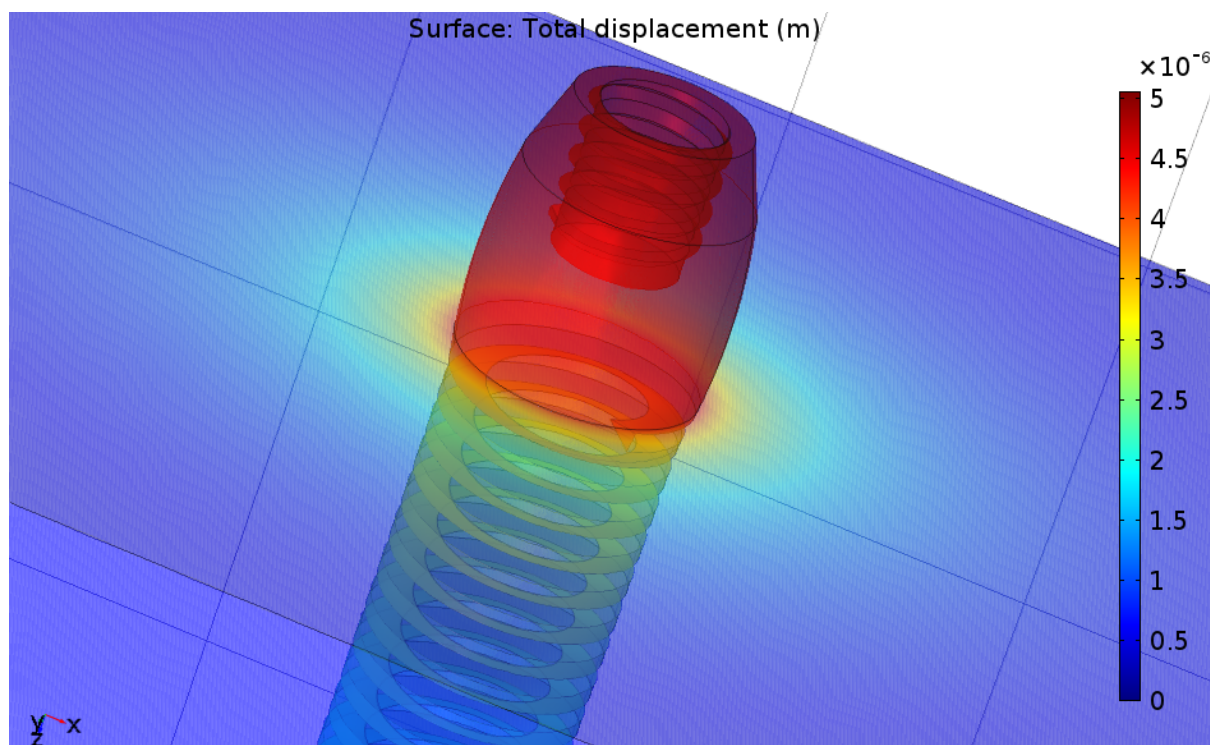
Rysunek 29. Naprężenia przy ściskaniu implantu przedstawione w przekrojach



Rysunek 30. Naprężenia przy ścisnaniu implantu przedstawione w przekrojach



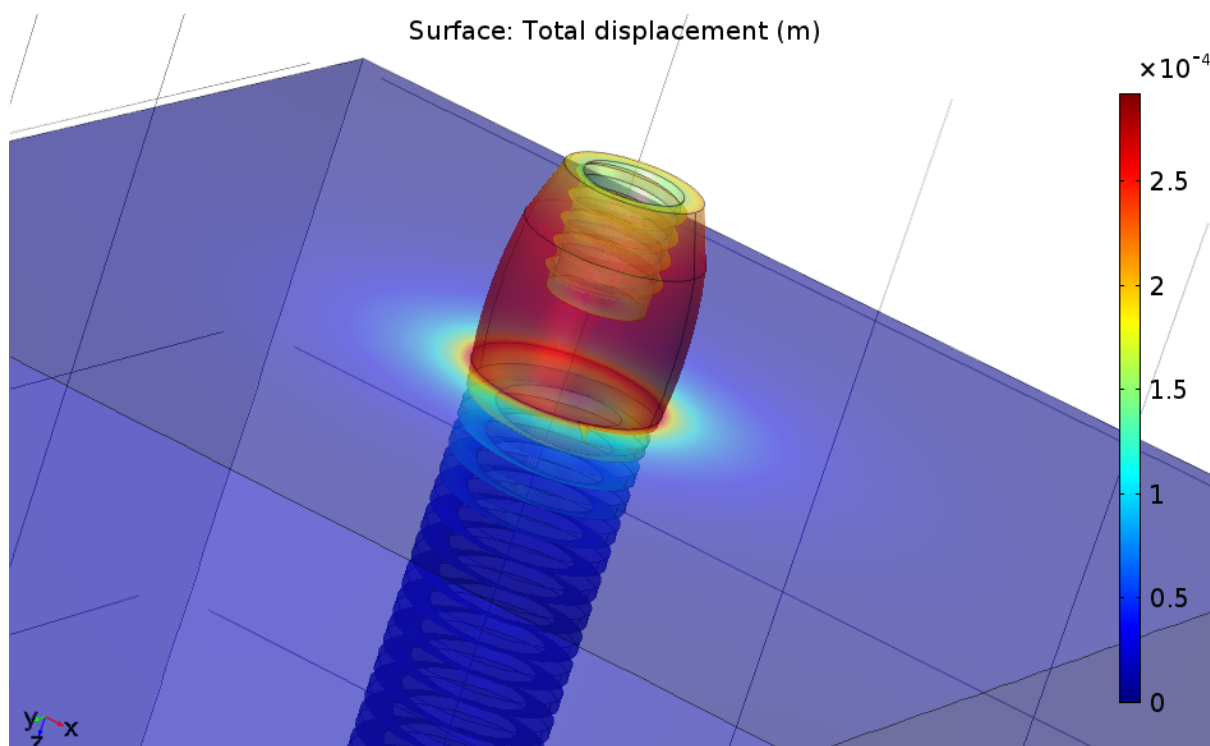
Rysunek 31. Przeszyczenia przy ścisnaniu



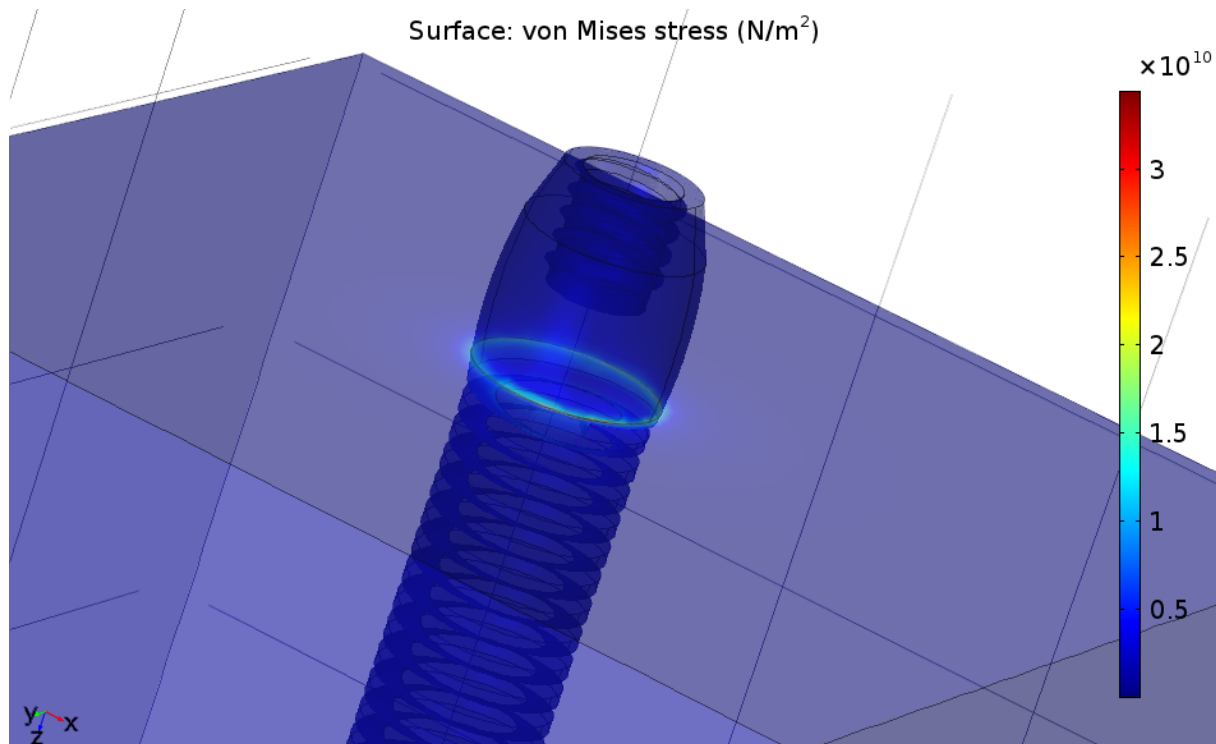
Rysunek 32. Zbliżenie naprężeń przy ściskaniu

### 2.2.2. Skręcanie

Skręcanie implantu o  $10^\circ$ .



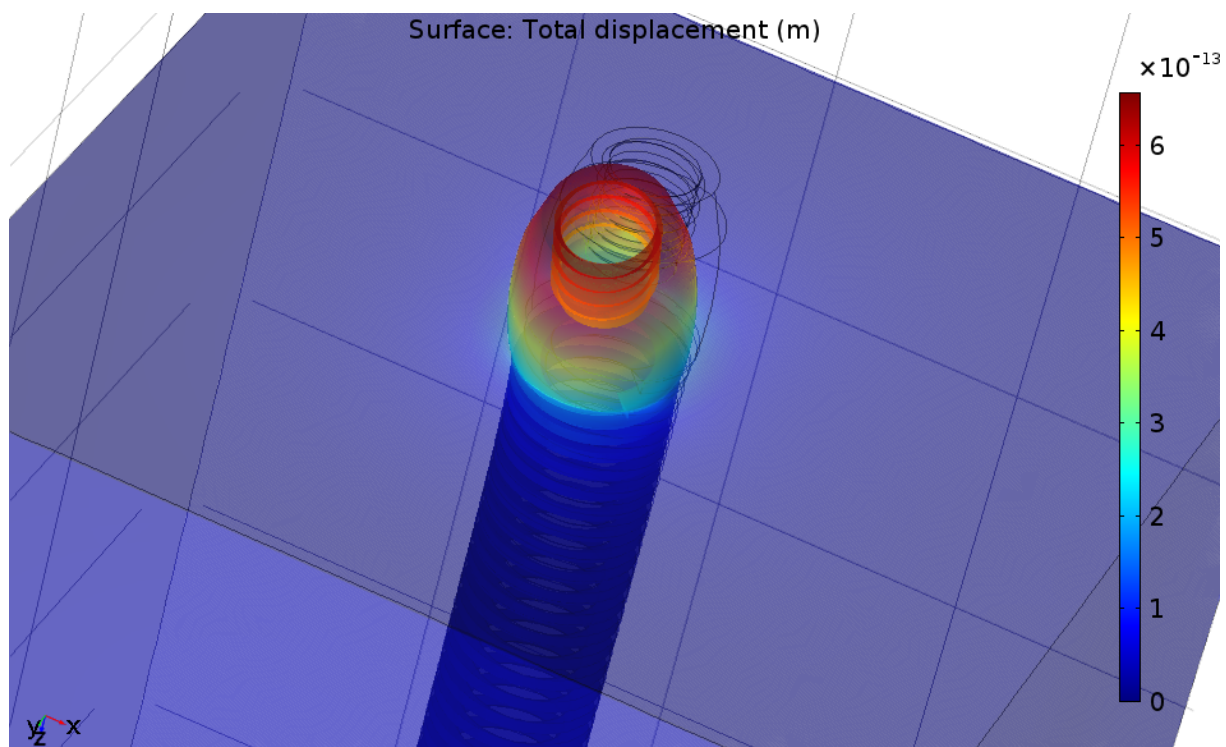
Rysunek 33. Przeszyczenia wynikające ze skręcania



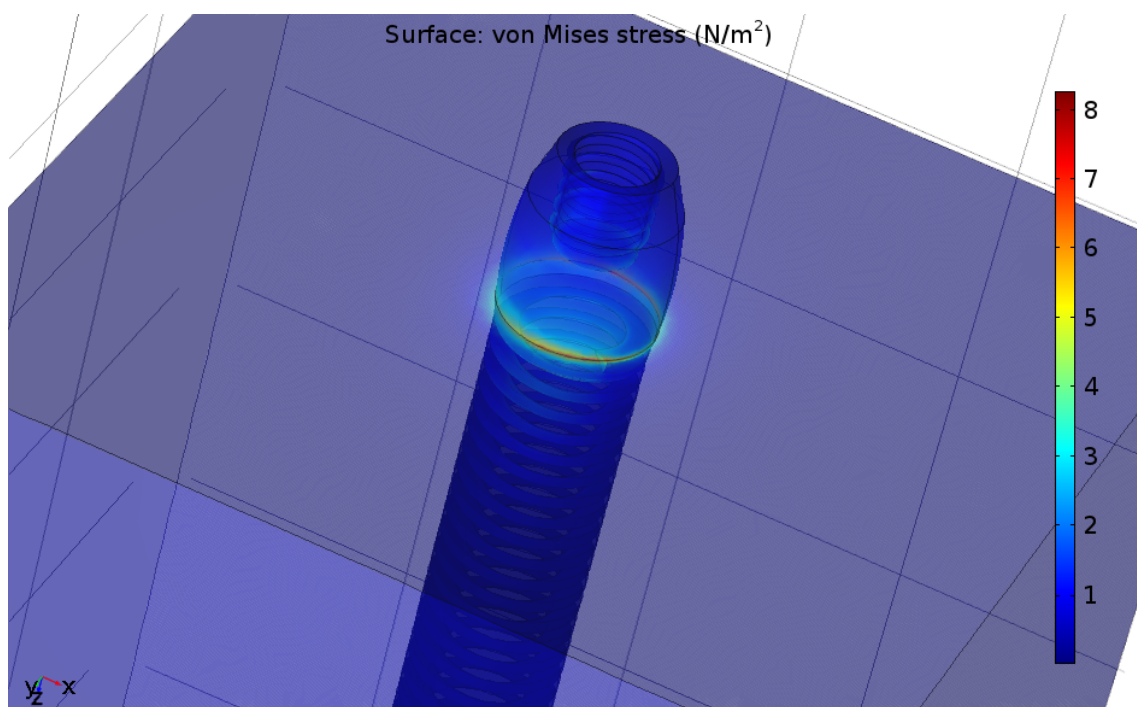
Rysunek 34. Naprężenia przy skręcaniu

### 2.2.3. Zginanie

Zginanie implantu siłą o wartości 460 [N] przyłożoną w osi y.



Rysunek 35. Przesunięcie przy zginaniu



Rysunek 36. Naprężenia przy zginaniu

### 3. Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych symulacji jesteśmy w stanie określić wpływ rodzaju kości na przebieg efektywnej implantacji oraz wpływ sił na zachowania implantu w kości.

Zdecydowanie lepszym materiałem do implantacji są te obszary kości gdzie znajduje się więcej kości korowej. Jako materiał o większej gęstości zapewnia nam lepszą stabilizację implantu w kości co przedstawiają powyższe obliczenia. Dzięki temu implant może być długotrwale noszony i prawidłowo użytkowany. Właśnie taka implantacja zachodzi w przypadku powyższego implantu gdy mocuje się go w szczęcie, gdzie jest przewaga kości korowej.

Obliczenia wynikające z symulacji zobrazowały również jak niebezpieczne dla zdrowia pacjenta może być działanie siły wzdłuż osi y mogąca wynikać np. od uderzenia. Siła rzędu 460[N] jest w stanie poważnie oddziałuje na implant a przy tym na struktury kostne go otaczające.

Powyższe obliczenia zostały przeprowadzone jedynie na bloczku kości o strukturze izotropowej i nie może on idealnie prezentować odkształceń, którym poddawana jest naturalnie anizotropowa szczęka. W naturze jest ona przecież otoczona innymi tkankami, więzadłami, które nie są obojętne dla tego typu obliczeń. Dlatego wyników nie należy traktować jako stuprocentowo miarodajnych. Mimo to takie badania mogą być bardzo pomocne w medycynie do modelowania właściwości mechanicznych implantów w tkankach.