

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA
INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA
MODELOWANIE I SYMULACJA ZAGADNIEŃ BIOMEDYCZNYCH



PROJEKT

**Analiza MES pojedynczej śruby oraz całego układu
stabilizującego do osteosyntezy**

Wykonali:

Aniceta Mikulska
Dawid Ochapski
Patrik Sauermann

Prowadzący :

dr hab. inż. Tomasz Stręk

Spis treści

1. Cel projektu	3
2. Podstawy teoretyczne	3
3. Badanie 1: Śruba do osteosyntezy – porównanie materiałów	4
3.1. Informacje wstępne	4
3.2. Materiały	6
3.3. Wyniki	7
4. Badanie 2: Zespół stabilizujący do osteosyntezy – porównanie obciążeń.....	11
4.1. Informacje wstępne	11
4.2. Wyniki	13
5. Badanie 3: Zespół stabilizujący do osteosyntezy – porównanie siatek.....	19
5.1. Informacje wstępne	19
5.2. Wyniki	21
6. Źródła	27

1. Cel projektu

Przeprowadzona symulacja składała się z dwóch etapów. Najpierw analizowano pojedynczą śrubę do zespołów kości (osteosyntezy). Podczas obciążenia siłą 100 N zbadano dwa różne materiały, z których można ją wykonać. Następnie poddano symulacji MES cały zespół stabilizujący, czyli płytkę oraz 6 śrub. W tej sytuacji przebadano rodzaj obciążenia (ze wskazaniem na kierunek działającej siły). Dla obciążenia osiowego kości zostały przeprowadzone dwie symulacje różniące się wartością siły (100 N i 50 N). W przypadku zginania kości został porównany również wpływ jakości siatki na wartości wyników.

Pojedyncza śruba oraz cały zespół wykorzystywany do osteosyntezy zamodelowano w programie Autodesk Inventor Professional 2014. Następnie wyeksportowano je do pliku z rozszerzeniem .x_t. Kolejno zaimportowano plik do programu Comsol Multiphysics 4.4, gdzie została zrealizowana analiza MES.

2. Podstawy teoretyczne

Informacje zawarte w tym rozdziale pochodzą z materiałów wykładowych oraz [1].

- Tensor naprężeń

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

gdzie:

σ_j - naprężenia normalne,

$\tau_{i,j}$ - naprężenia tnące.

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{xz} = \tau_{zx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}$$

- Tensor odkształceń

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_y & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_z \end{bmatrix}$$

- Związek konstytutywny dla materiału liniowego – zależność naprężeń od odkształceń

$$\sigma = D \cdot \varepsilon$$

gdzie:

D – macierz elastyczności (współczynnik proporcjonalności).

- Wektory kolumnowe dla materiałów liniowych

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{xz} \\ \tau_{yz} \end{bmatrix}, \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{xz} \\ \gamma_{yz} \end{bmatrix}$$

- Równanie Naviera dla układu stacjonarnego

$$-\nabla \cdot \sigma = \vec{F}$$

gdzie:

σ - tensor naprężeń,

∇ - gradient,

\vec{F} - wektor siły masowej.

- Zapis wektorowy równanie Lamé'go dla materiału izotropowego – posiada dwie stałe materiałowe (λ, μ)

$$\mu \nabla^2 \vec{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \vec{u}) + \vec{F} = 0$$

gdzie:

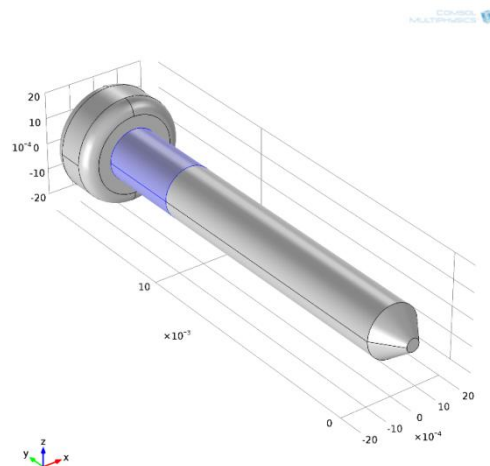
$\nabla^2 \vec{u}$ – laplasjan.

Pozostałe symbole zostały wyjaśnione wcześniej.

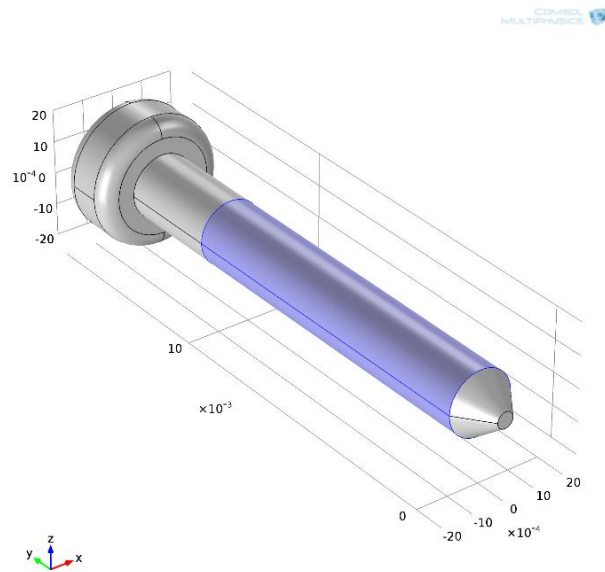
3. Badanie 1: Śruba do osteosyntezy – porównanie materiałów

3.1. Informacje wstępne

Symulacja ma na celu porównanie dwóch materiałów metalowych. W dalszej części na rysunkach będzie ukazane miejsce przytwierdzenia (Rys. 1), obciążenia śruby (Rys. 2) oraz ukazanie wygenerowanej siatki, która została ustawiona na lepszym poziomie - *finer* (Rys. 3).

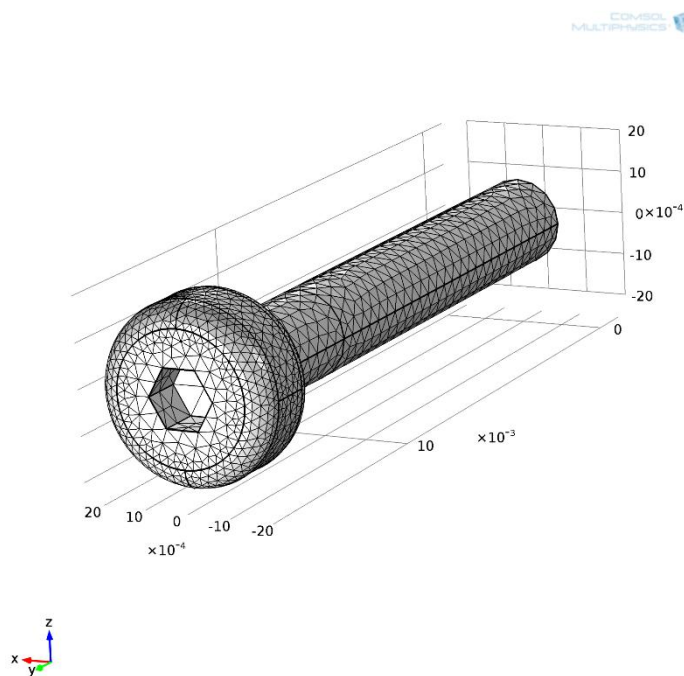


Rysunek 1. Miejsce utwierdzenia śruby (zaznaczone na niebiesko)



Rysunek 2. Miejsce obciążenia śruby (zaznaczone na niebiesko)

Na Rys. 2 widać powierzchnię, na którą została przyłożona siła w kierunku osi z o wartości 100 N, co symuluje podniesienie 10 kg przedmiotu (jest to ekstremalna sytuacja, gdyż w przypadku zespołów kości korzysta się z większej liczby śrub, jednak celem tego badania sprawdzenie jak pojedyncza śruba się w takiej sytuacji zachowa).



Rysunek 3. Wygenerowana siatka typu *finer*

3.2. Materiały

Badanie 1 przeprowadzono na dwóch materiałach:

- stal 316 L,
- stop Ti-6Al-4V.

Stal 316L oznaczana jest według norm europejskich, jako X2CrNiMo17-12-2/1.4404 i należy do grupy stali o strukturze austenitycznej. Skład chemiczny stali austenitycznych (Tab. 1) odpornych na korozję zapewnia im strukturę austenitu stabilnego w szerokim zakresie temperatury. Stale tej grupy stosowane są na elementy pracujące w środowisku wody morskiej, na instalacje w przemyśle chemicznym, papierniczym, spożywczym, elementy architektoniczne i wykorzystywane w inżynierii biomedycznej. Wyposażenie gospodarstwa domowego, filtry spalin, wymienniki ciepła to tylko niektóre z zastosowań tej grupy stali odpornych na korozję. Tab. 2 przedstawia wybrane właściwości stali 316L [2].

Tabela 1. Orientacyjny skład chemiczny, warunki obróbki cieplnej oraz wytrzymałość na rozciąganie stali 316L [2]

Stężenie pierwiastków, %						Temperatura przesycania, °C	Wytrzymałość na rozciąganie Rm, MPa
C	Cr	Ni	Mn	Mo	inne		
≤0,03	17,5	11,5	≤2	2,3	N ≤0,11	1020÷1120	500÷700

Tabela 2. Wybrane właściwości fizyczne stali 316L [2]

Średni współczynnik rozszerzalności cieplnej, 10 ⁻⁶ x K ⁻¹		Przewodność cieplna w temp. 20°C, W/(m x K)	Jednostkowa pojemność cieplna w 20°C, J/kg x K	Elektryczny opór właściwy w temp. 20°C, Ω x mm ² /m	Gęstość w temp. 20°C, Kg/dm ³	Moduł sprężystości w temp. 20°C, MPa
20°C÷200°C	20°C÷400°C					
16,5	17,5	15	500	0,75	8,0	200

Stopy tytanu stosowane w bioinżynierii możemy podzielić na trzy grupy. Wyróżniamy: stopy jednofazowe α , stopy dwufazowe $\alpha+\beta$ i stopy jednofazowe β . Najszersze zastosowanie znalazł stop dwufazowy **Ti-6Al-4V**, którego skład został podany w Tab. 3. Dwufazowe stopy tytanu poddaje się obróbce cieplnej składającej się z zabiegów przesycania i starzenia [3].

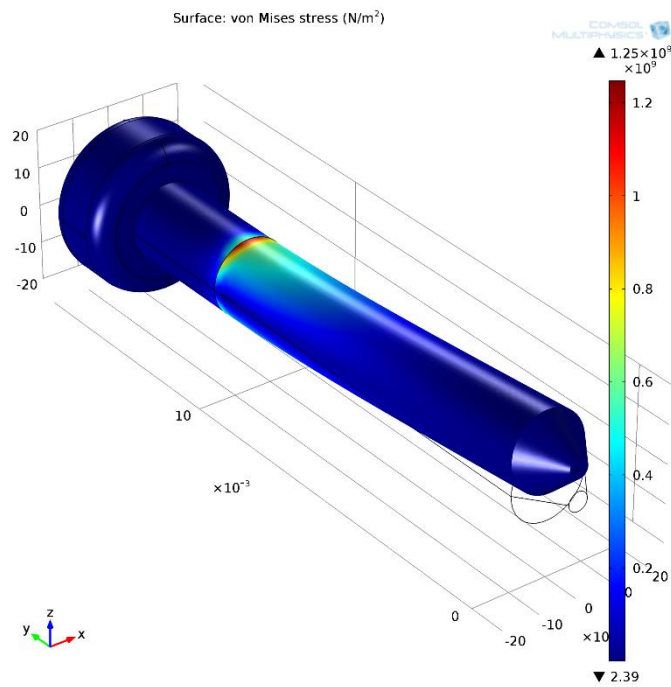
Tabela 3. Orientacyjny skład chemiczny stopu Ti-6Al-4V [3]

Stężenie pierwiastków % masowy							
O	V	Al	Fe	H	C	N	Ti
<0,20	3,5	5,5	<0,30	<0,0015	<0,08	<0,05	reszta

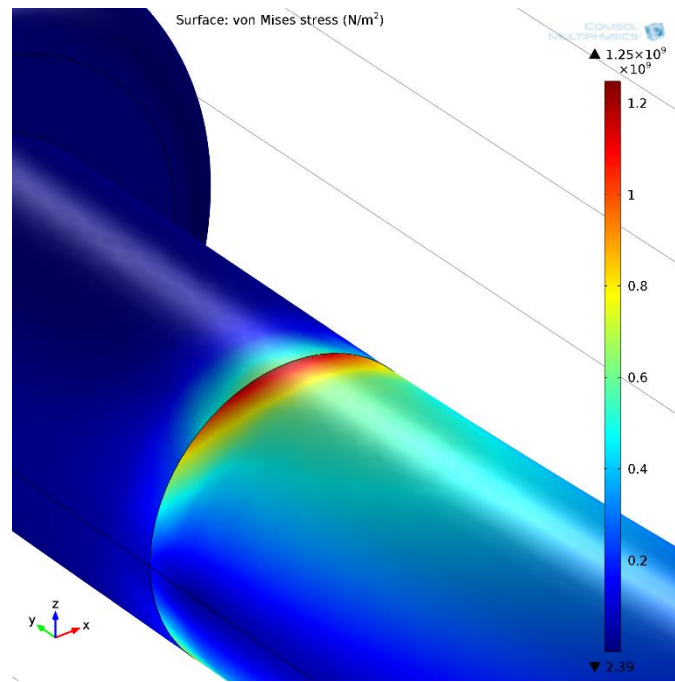
3.3. Wyniki

Stal 316L

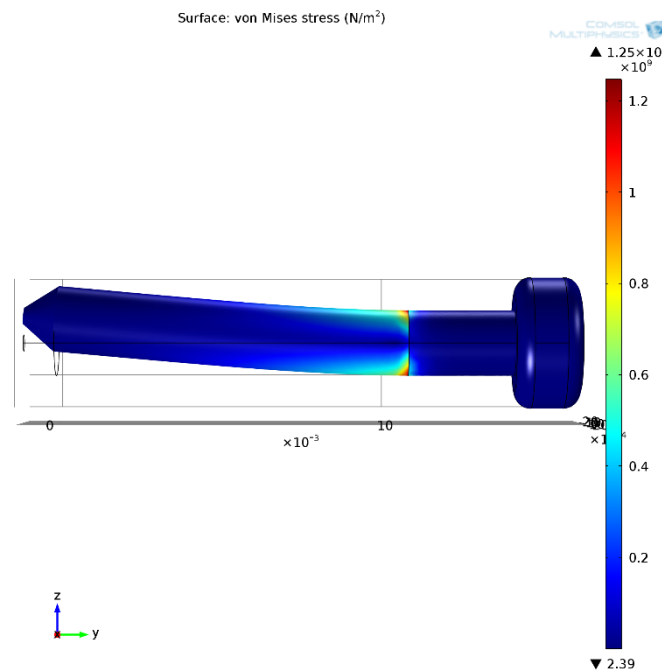
Z przeprowadzonej symulacji wynika, że naprężenie wyniosło aż 1,25 GPa, co znacznie przewyższa granicę plastyczności, która w przypadku stali 316L wynosi 200 MPa. Dlatego dalsza analiza pozwoli określić, czy dana średnica, kształt oraz materiał śruby jest odpowiedni.



Rysunek 4. Naprężenia zredukowane von Mises'a

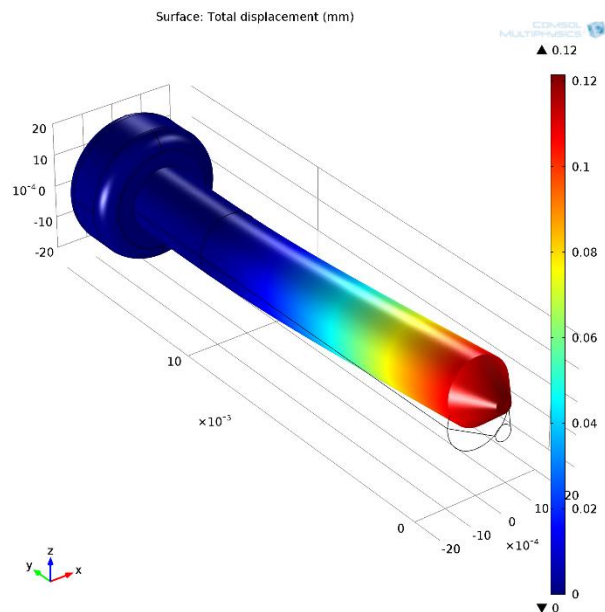


Rysunek 5. Naprężenia zredukowane (zbliżenie)

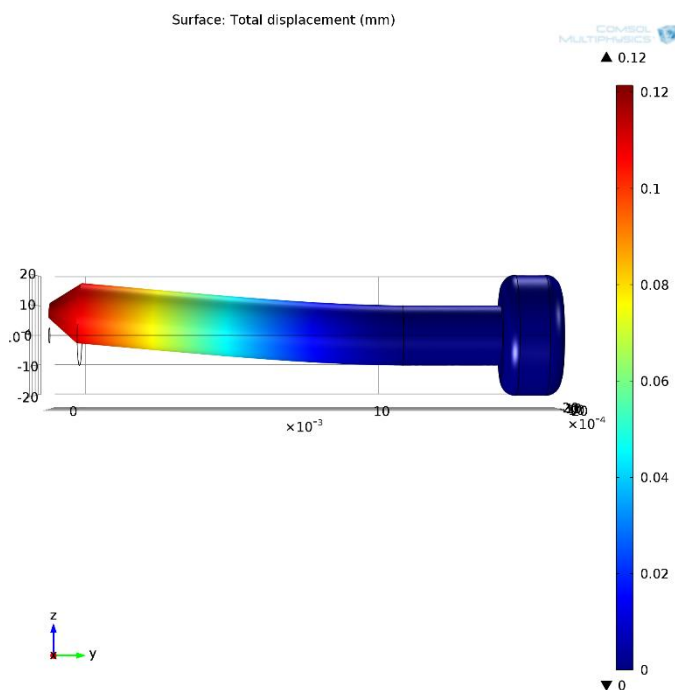


Rysunek 6. Naprężenia zredukowane (inna perspektywa)

Następnie zostały ustalone przemieszczenia materiału po obciążeniu. Z analizy wynika, że maksymalne wychylenie od pierwotnej pozycji osiągnęło wartość 0,12 mm, co jest niewielką odległością, choć w sytuacji osteosyntezy mogłoby to przyczynić się do minimalnego uszkodzenia tkanki kostnej. W rezultacie wpłynęłoby to na jakość połączenia i ewentualne poluzowanie. Na Rys. 7 oraz Rys. 8 zostały zobrazowane całkowite przemieszczenia.



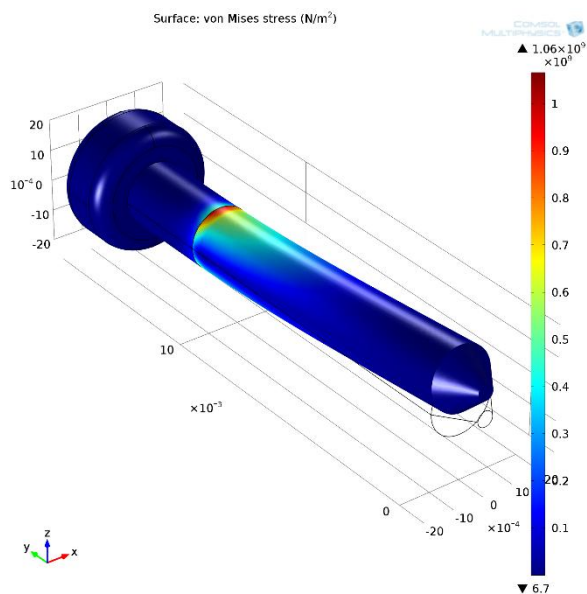
Rysunek 7. Przemieszczenia poszczególnych obszarów śruby



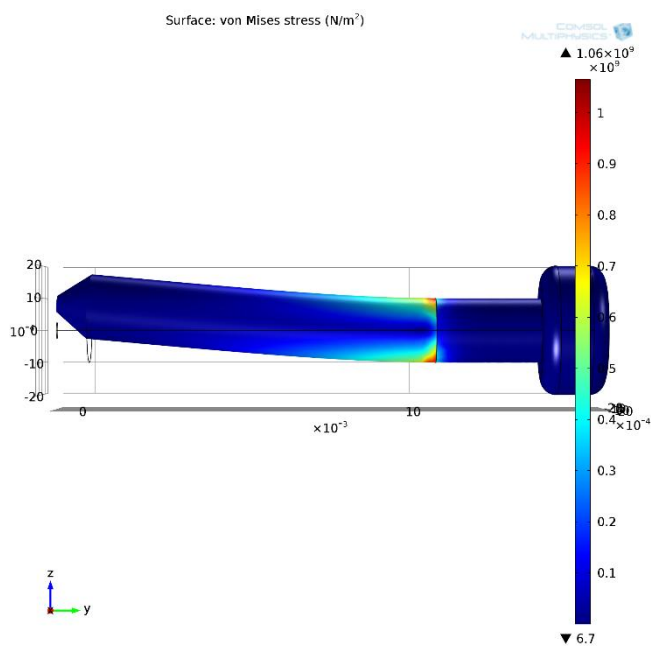
Rysunek 8. Przemieszczenia poszczególnych obszarów śruby (inna perspektywa)

Stop Ti-6Al-4V

Podobnie jak w przypadku stali 316L, w stopie tytanu wystąpiły obciążenia znacznie przekraczające granice plastyczności, która w przypadku stopu tytanu wynosi około 370-390 MPa. Maksymalne naprężenia wystąpiły prawie w tym samym miejscu i są przedstawione na Rys. 9 i Rys 10 znajdujących się poniżej.

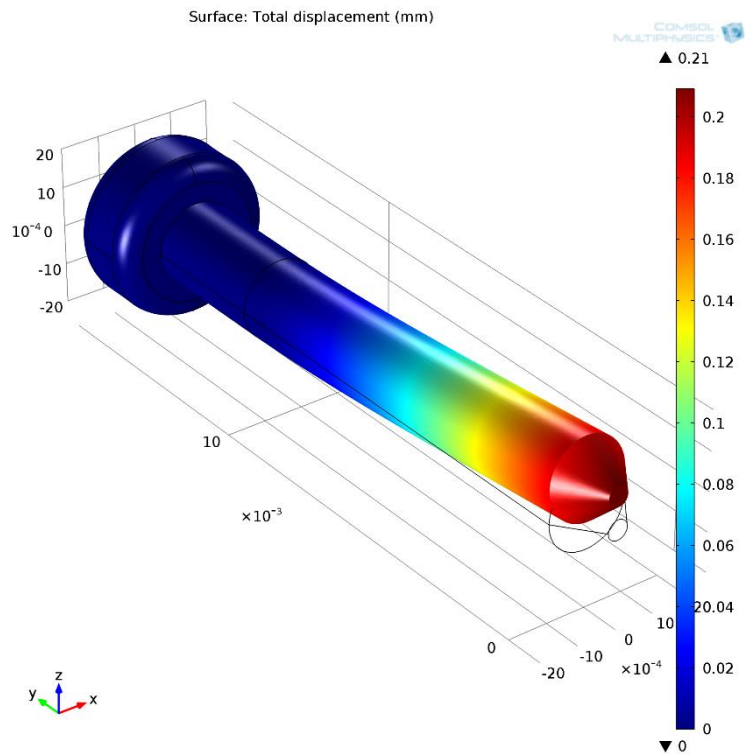


Rysunek 9. Naprężenia zredukowane von Mises'a

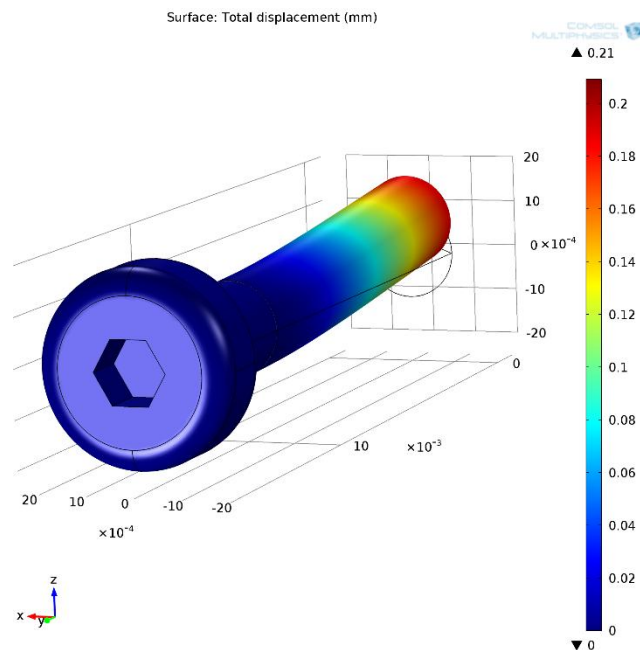


Rysunek 10. Naprężenia zredukowane (inna perspektywa)

Przemieszczenia w przypadku stopu tytanu wyniosły nieco więcej, mianowicie 0,21 mm. Podobnie jak w przypadku stali 316L takie przemieszczenie może spowodować obluzowanie połączenia.



Rysunek 11. Przemieszczenie całkowite



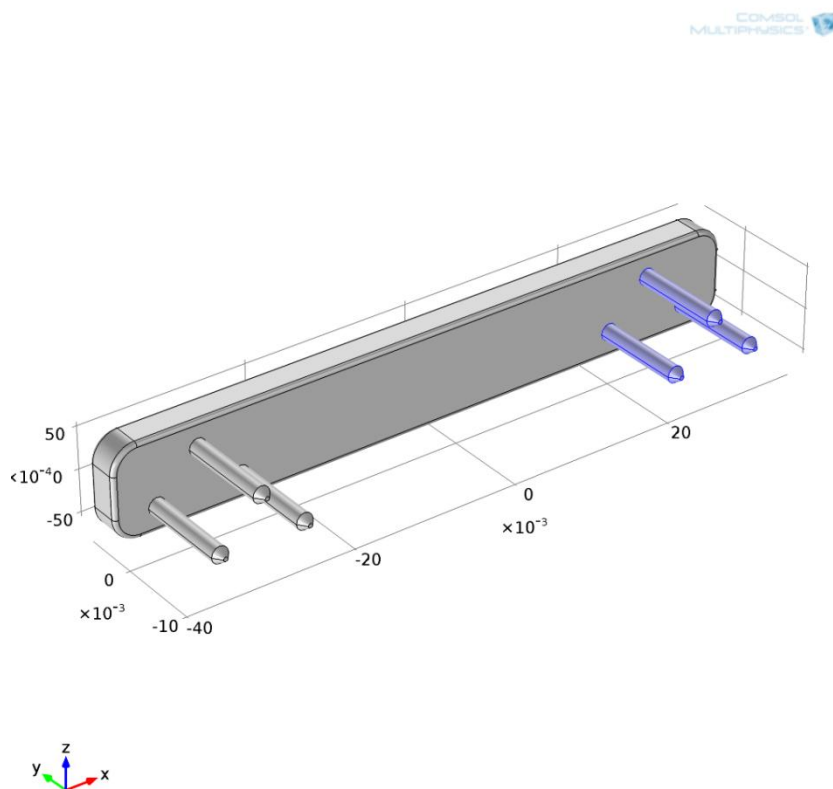
Rysunek 12. Przemieszczenie całkowite

4. Badanie 2: Zespół stabilizujący do osteosyntezy – porównanie obciążeń

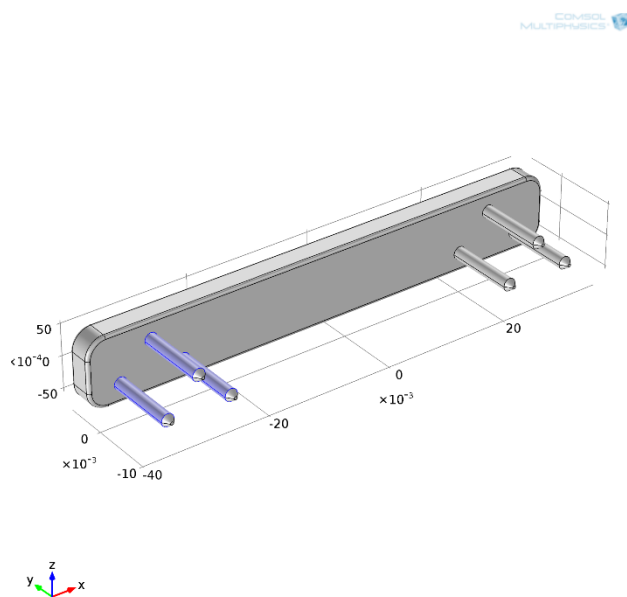
4.1. Informacje wstępne

Jako element do badania wybrano zespół śrub wraz płytką. Celem symulacji było sprawdzenie dwóch wartości sił zastępujących przenoszony ciężar w okolicach 10 kg (100N)

oraz 5 kg (50N). Ta sytuacja może przedstawiać osobę mającą płytkę zespalającą kość ramienną, która w kończynie górnej przenosi wskazany wcześniej ciężar. W formie graficznej zobrazowane zostały: miejsce utwierdzenia (Rys. 13), miejsce przyłożenia sił (Rys. 14), oraz zastosowana siatka (Rys. 15).

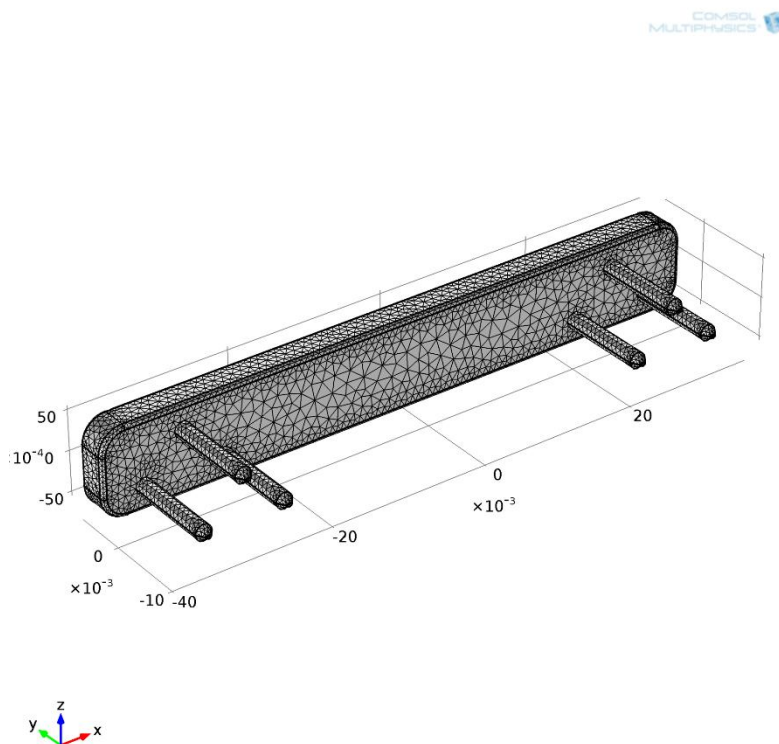


Rysunek 13. Miejsca utwierdzenia zespołu śrub wraz z płytką (zaznaczone na niebiesko)



Rysunek 14. Miejsca obciążenia zespołu (zaznaczone na niebiesko)

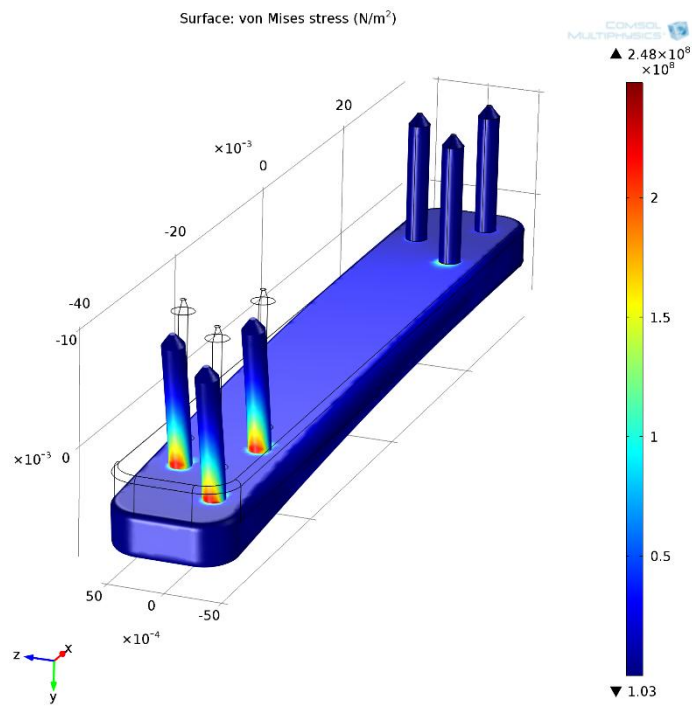
Na Rys. 14 przedstawiono miejsce, gdzie obciążono zespół stabilizujący siłą w kierunku $-x$ (jest to całkowita siła rozłożona równomiernie).



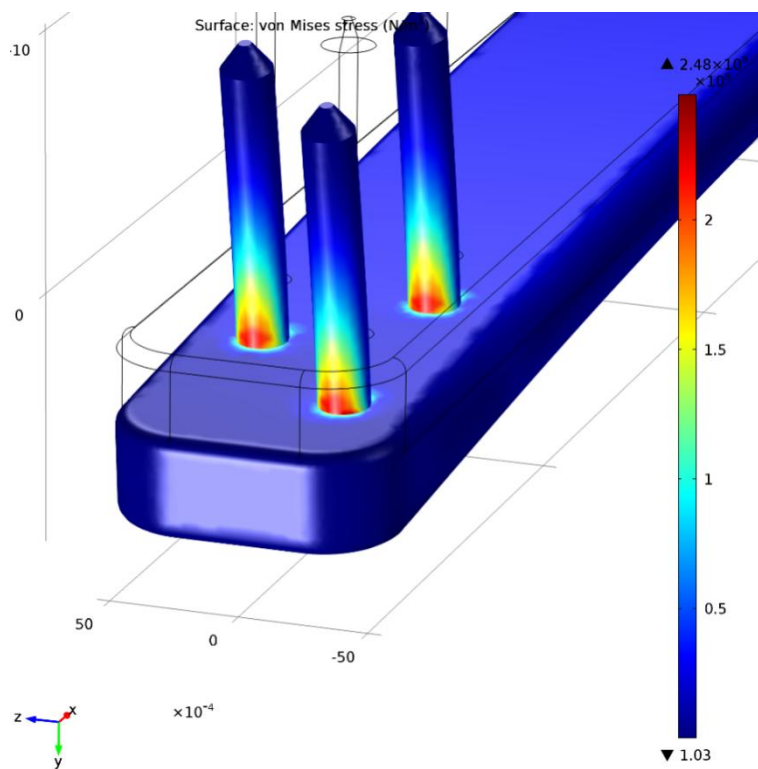
Rysunek 15. Schemat podziału modelu na elementy skończone (siatka typu *fine*)

4.2. Wyniki

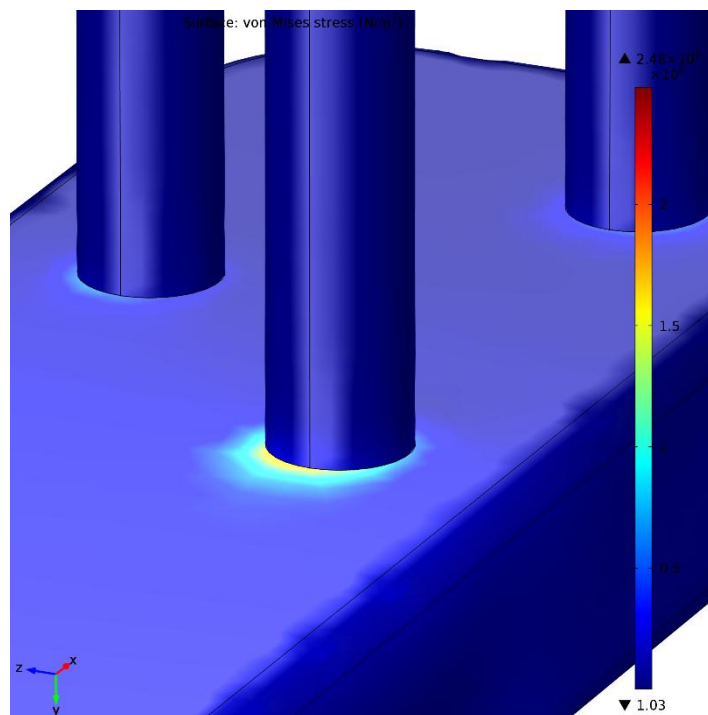
Podobnie jak podczas symulacji na jednej śrubie, użyto siły obciążającej zespół o wartości **100 N** w osi $-x$ tak. Uzyskane wartości naprężeń zredukowanych wyniosły 248 MPa, co w stosunku do granicy plastyczności wynosi 65%. Dzięki tej informacji wiemy, że materiał powinien wytrzymać takie obciążenie (niepewność jest związana z materiałem, z tego względu, że duży wpływ na własności mechaniczne ma sposób wytworzenia materiału, a w efekcie jego mikrostruktura)



Rysunek 16. Naprężenia zredukowane

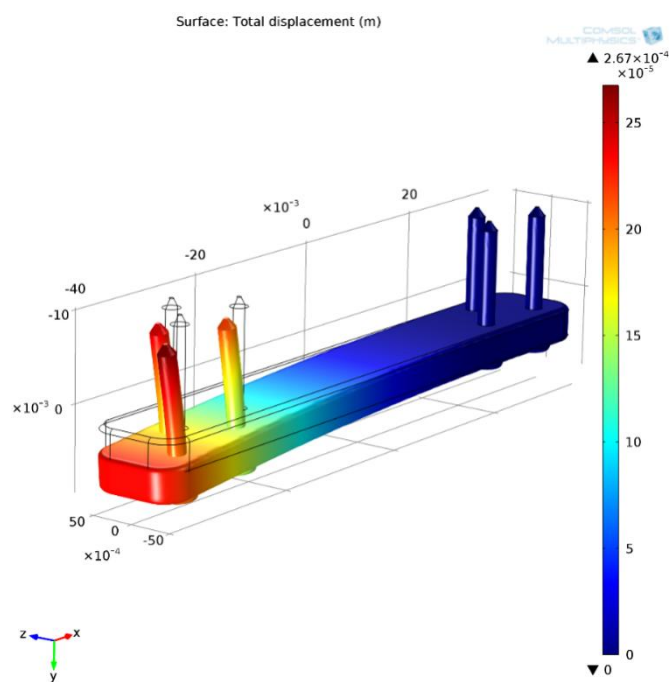


Rysunek 17. Naprężenia zredukowane (zbliżenie obciążonych końcówek śrub)

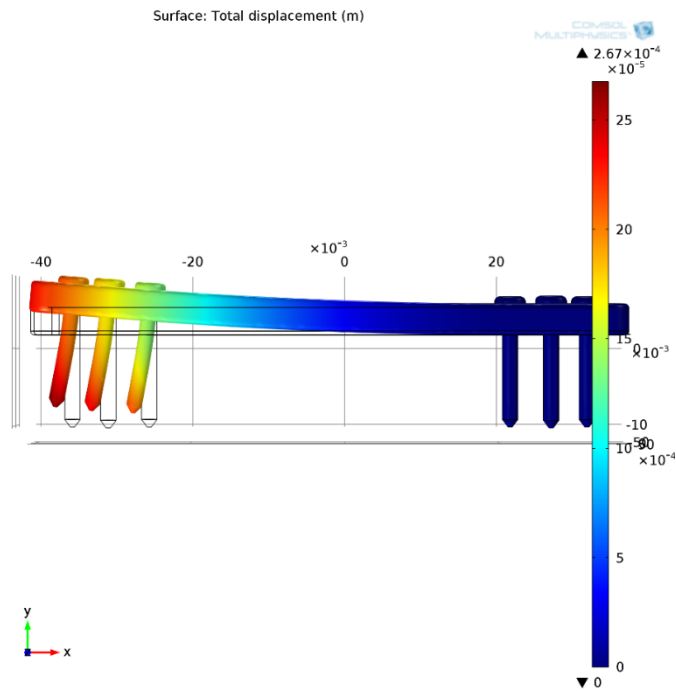


Rysunek 18. Naprężenia zredukowane (przybliżenie utwardzonych w symulacji śrub)

Na Rys. 18 widać, że naprężenia w tym zespole są głównie w okolicy śruby znajdującej się najbliżej obciążonych elementów. Uwaga: jest to uproszczony model, przez co śruby razem z płytką są przez program uznawane jako jedna część, co powoduje, że naprężenia wystąpiły właśnie w tym miejscu. W rzeczywistości najprawdopodobniej wystąpiłyby po drugiej stronie śruby (na brzegu śruby bardziej oddalonej od obciążonych śrub).

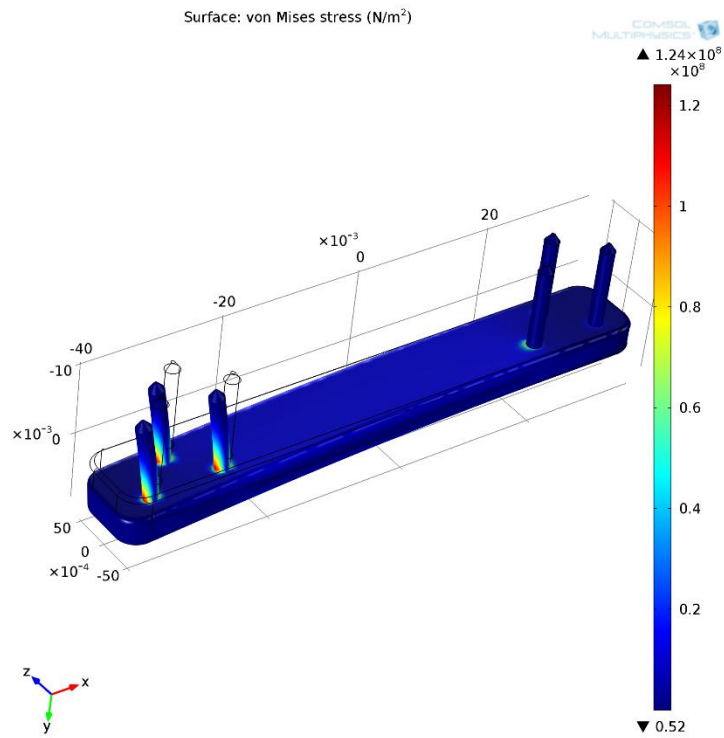


Rysunek 19. Przemieszczenia całkowite zespołu

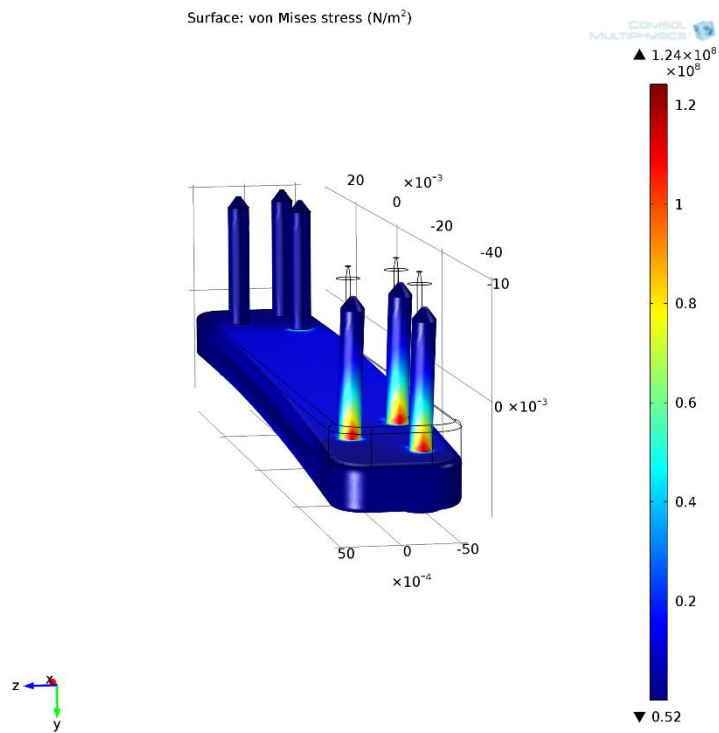


Rysunek 20. Przemieszczenia całkowite (rzut na płaszczyznę xy)

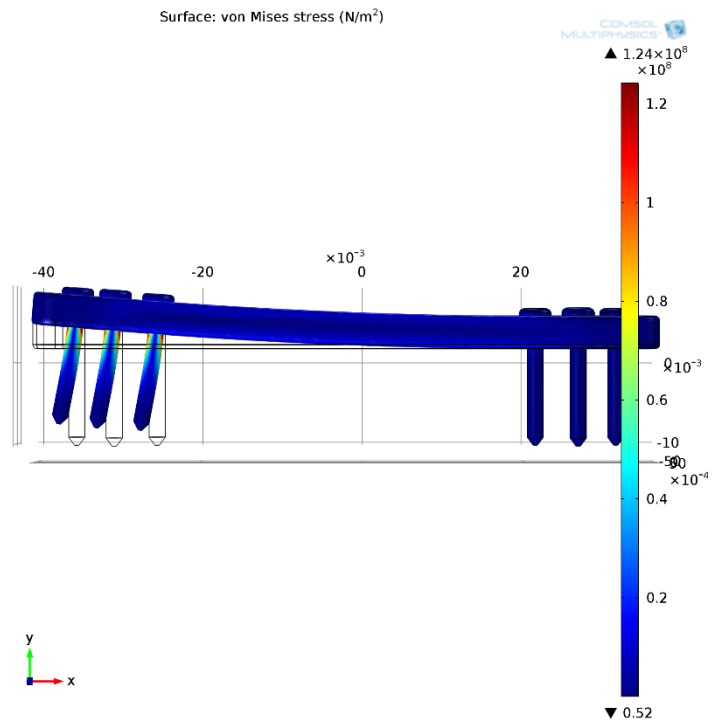
Zasady symulacji dla **50 N** były identyczne jak w przypadku 100 N, poza zmienioną wartością obciążenia. Celem było sprawdzenie jak zachowa się płytkę wraz z śrubami w codziennym użytkowaniu, czyli podnoszenia przedmiotów do 5 kg. Wartości naprężeń po wykonaniu symulacji osiągnęły 124 MPa, czyli 32% wartości granicy plastyczności, co jest wynikiem w pełni umożliwiającym bezpieczne stosowanie badanego obiektu. Przemieszczenia, podobnie jak naprężenia, uległy pomniejszeniu w stosunku do obciążenia o wartości 100 N i wyniosły w ekstremalnym punkcie 0,134 mm.



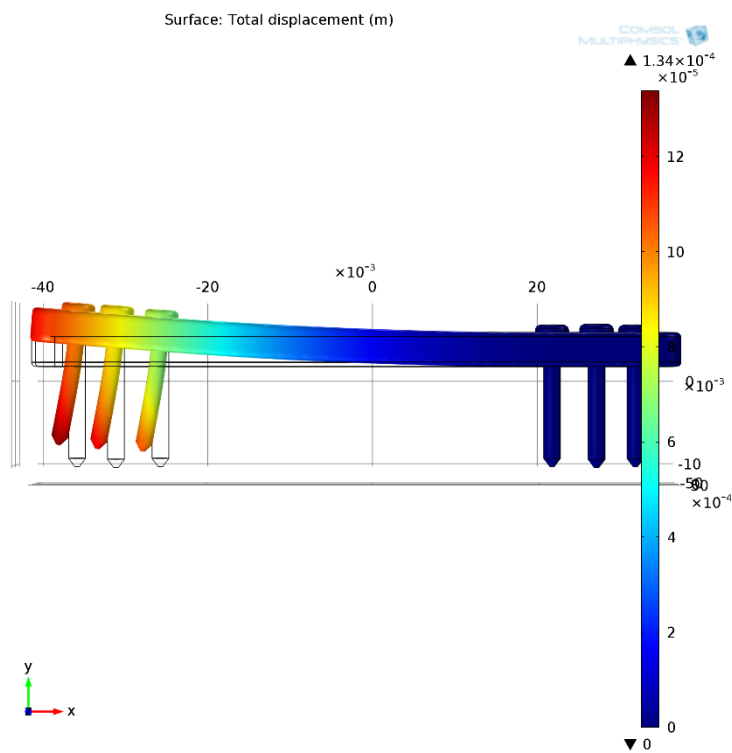
Rysunek 21. Naprężenia zredukowane



Rysunek 22. Naprężenia zredukowane (inne ujęcie)



Rysunek 23. Naprężenia zredukowane (rzut na płaszczyznę xy)

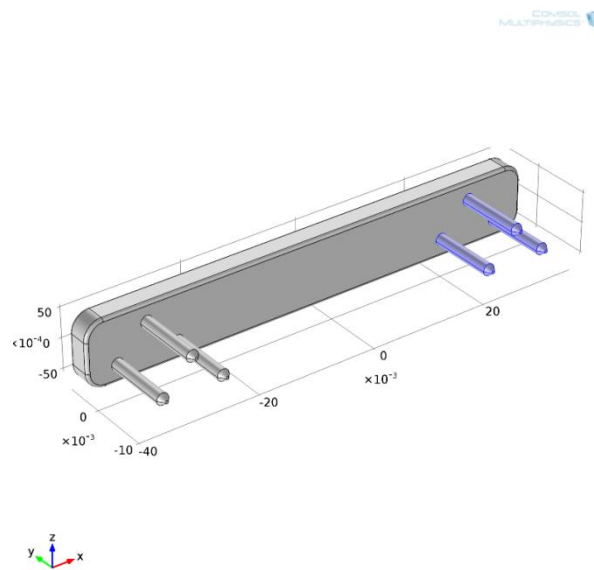


Rysunek 24. Przemieszczenia całkowite (rzut na płaszczyznę xy)

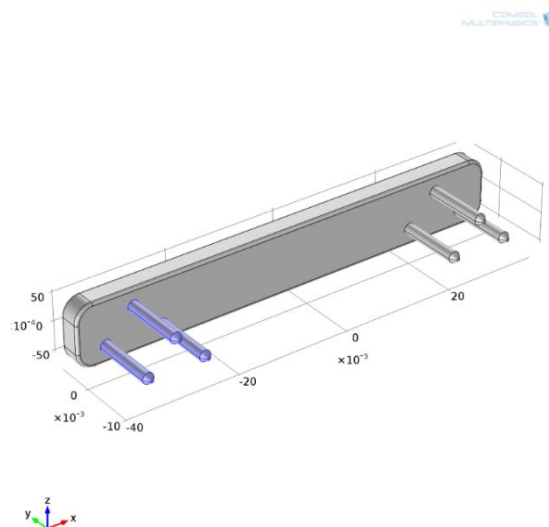
5. Badanie 3: Zespół stabilizujący do osteosyntezy – porównanie siatek

5.1. Informacje wstępne

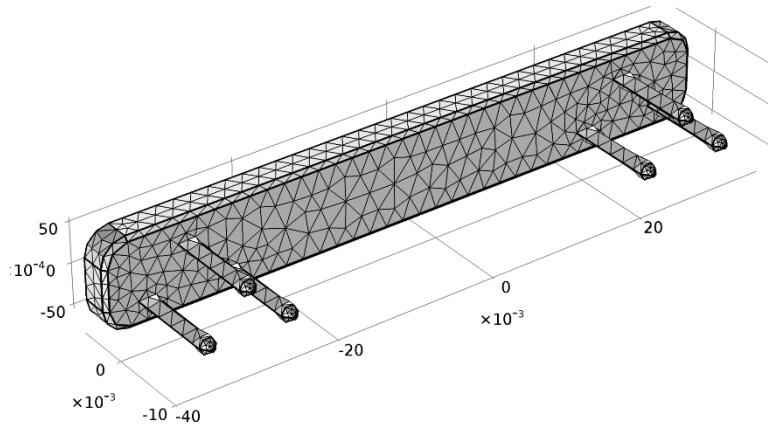
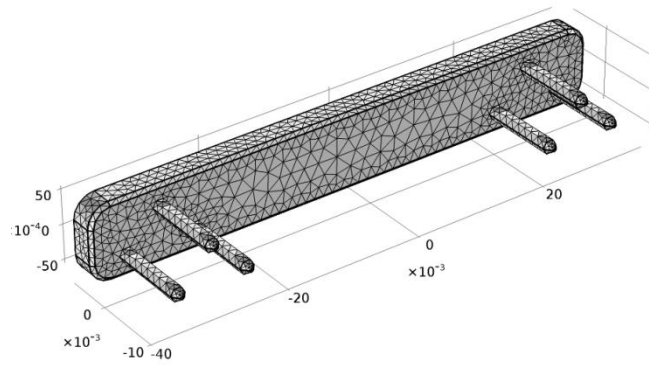
Celem tego badania było sprawdzenie wpływu jakości wygenerowanej siatki na wyniki naprężeń oraz przemieszczeń. Zastosowano siatkę typu *fine* (dobra), *normal* (średnia) oraz *coarse* (gorsza) i na każdej z nich wykonano identyczną symulację, czyli zginanie o wartości 50N. Tym razem zmiana nastąpiła w kierunku działania siły na oś *y*, co symuluje nieosiowe obciążenie kości wraz z płytką. Dalej na rysunkach będzie przedstawione miejsce utwierdzenia oraz przyłożenia siły, wygenerowane siatki.

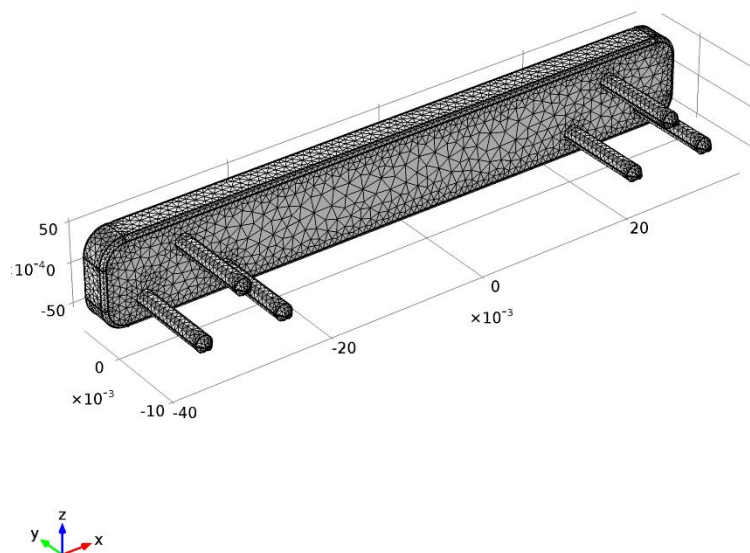


Rysunek 25. Utwierdzenie płytki wraz z śrubami



Rysunek 26. Miejsce obciążenia (siła działa w kierunku osi *y*)

Rysunek 27. Wygenerowana siatka (*coarse*)Rysunek 28. Wygenerowana siatka (*normal*)

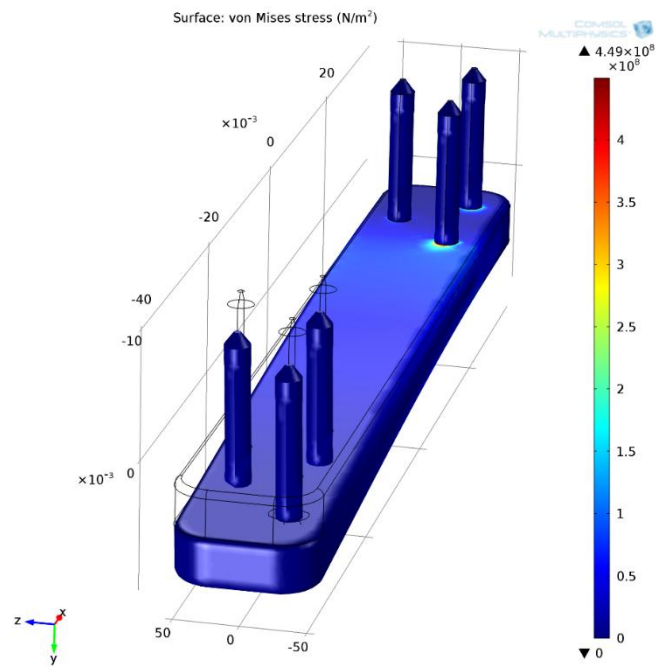


Rysunek 29. Wygenerowana siatka (*fine*)

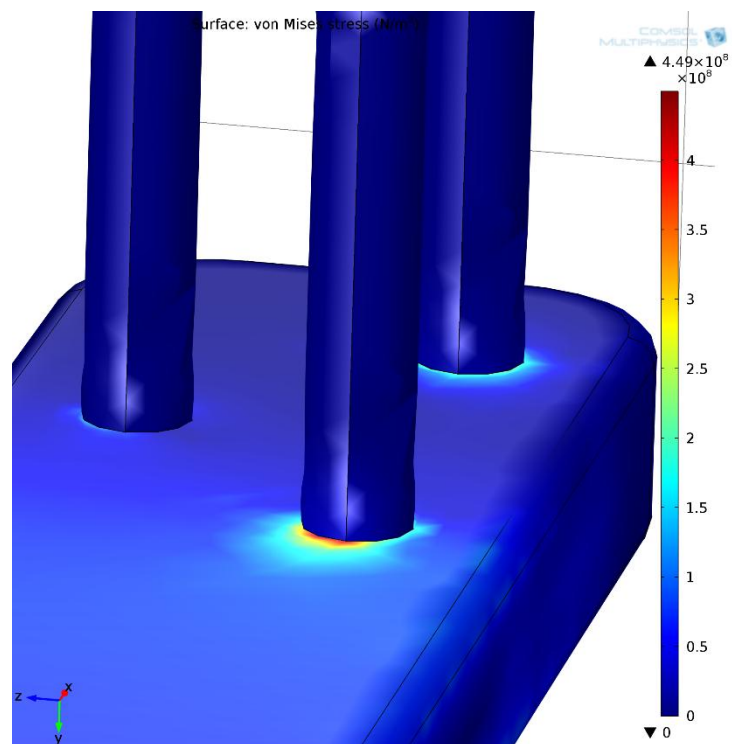
5.2. Wyniki

Wyniki dla naprężeń zredukowanych oraz przemieszczeń zaprezentowano w formie graficznej dla każdej badanej siatki. Na koniec zamieszczono Tab. 4, która pokazuje wyniki w postaci wartości liczbowych.

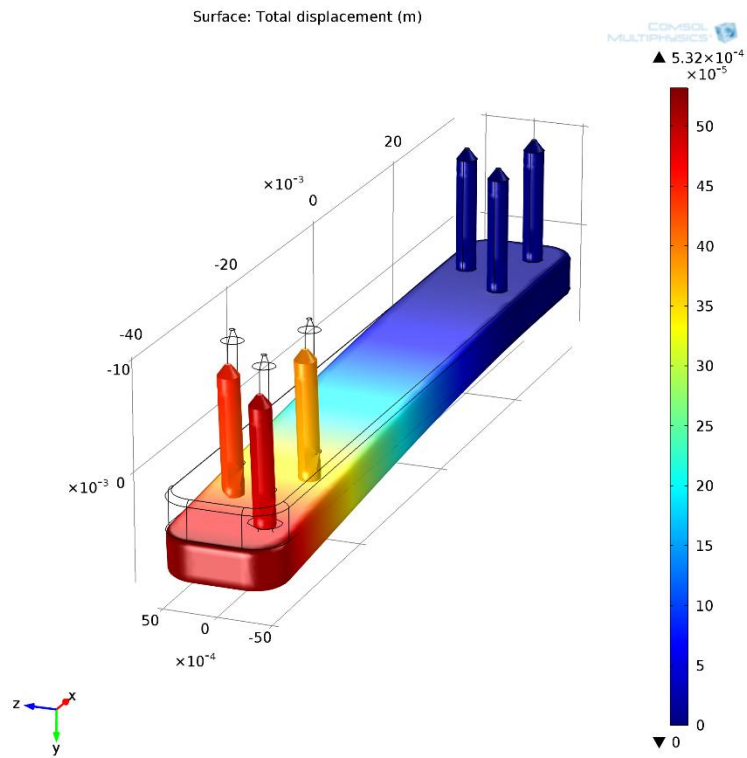
- Gorsza siatka (*coarse*):



Rysunek 30. Naprężenia zredukowane von Mises'a

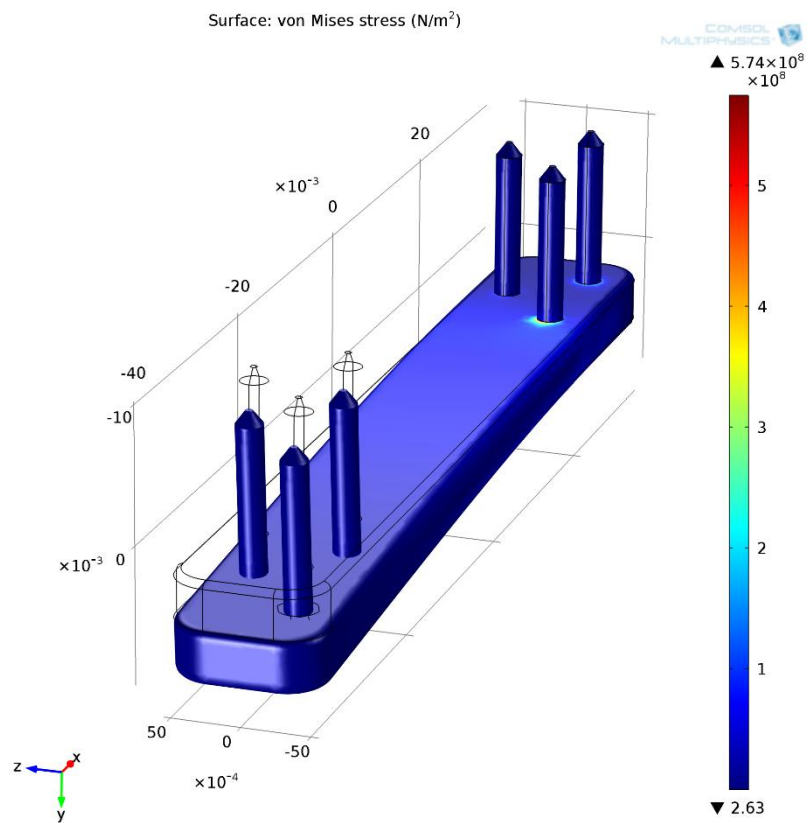


Rysunek 31. Naprężenia zredukowane von Mises'a (przybliżenie miejsca o największym naprężeniu)

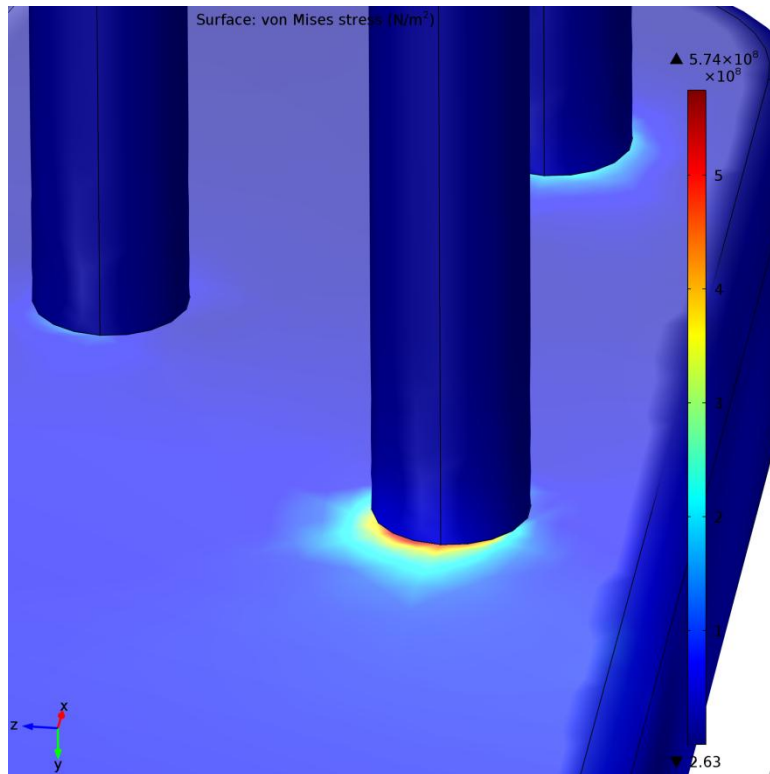


Rysunek 32. Całkowite przemieszczenie

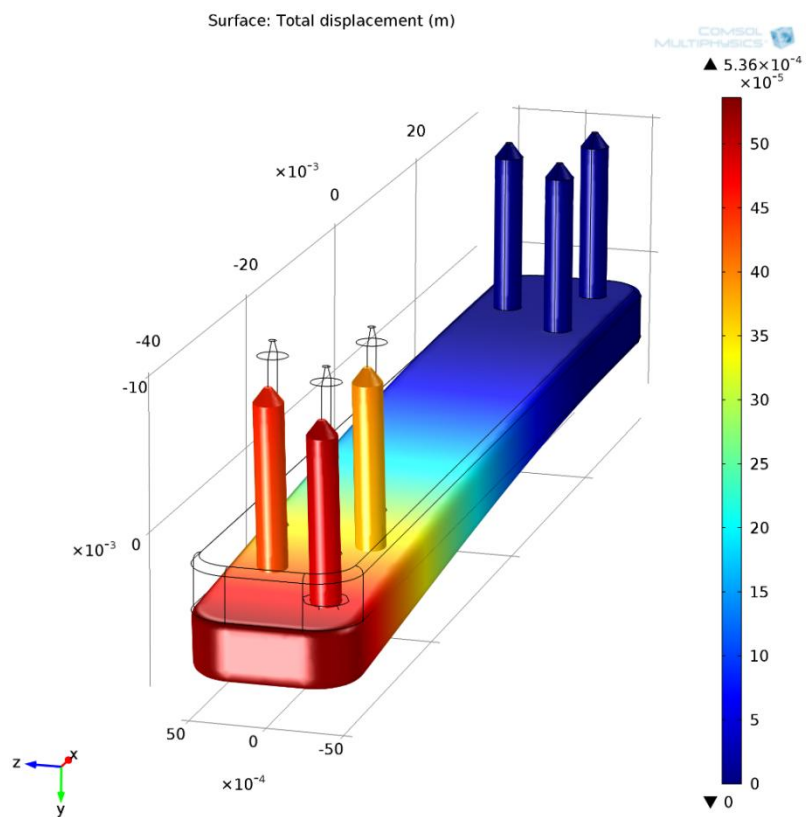
- Średnia siatka (*normal*):



Rysunek 33. Naprężenia zredukowane von Mises'a

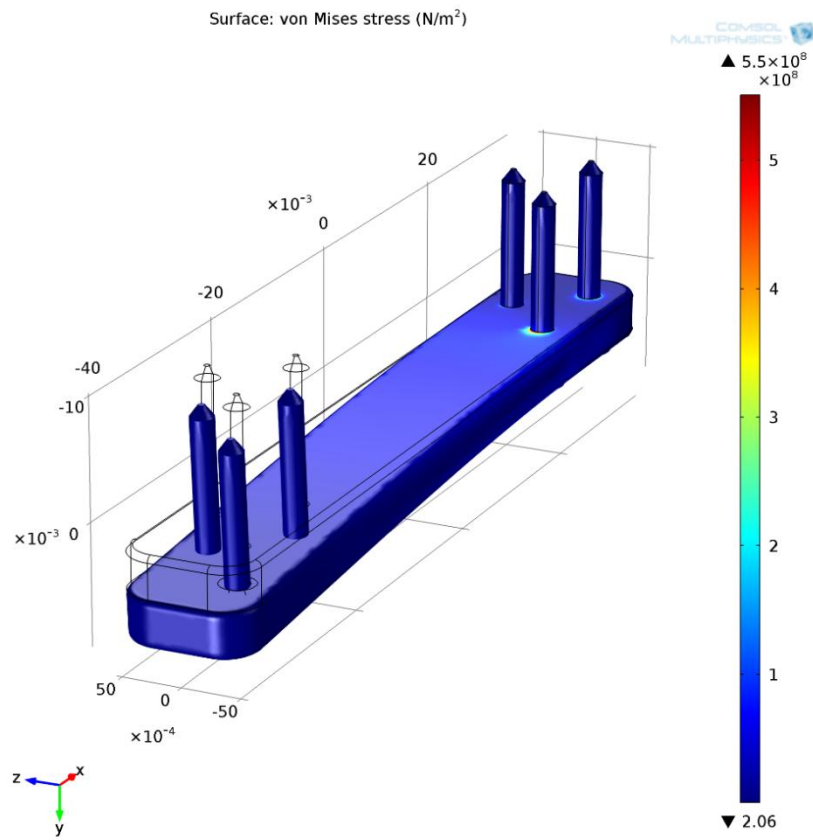


Rysunek 34. Naprężenia zredukowane von Mises'a (przybliżenie miejsca o największym naprężeniu)

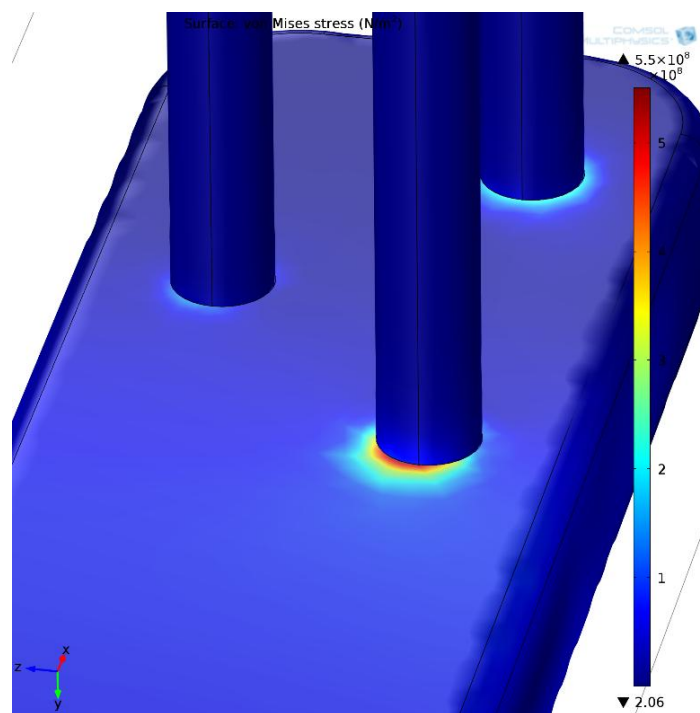


Rysunek 35. Przemieszczenie całkowite

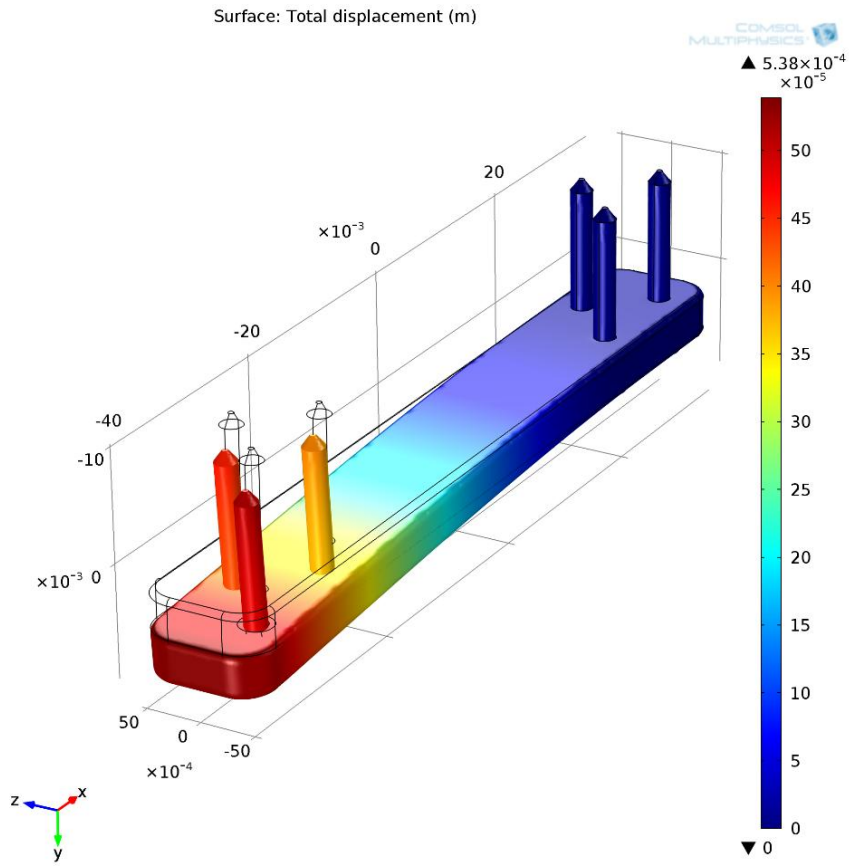
- Siatka lepsza (*fine*):



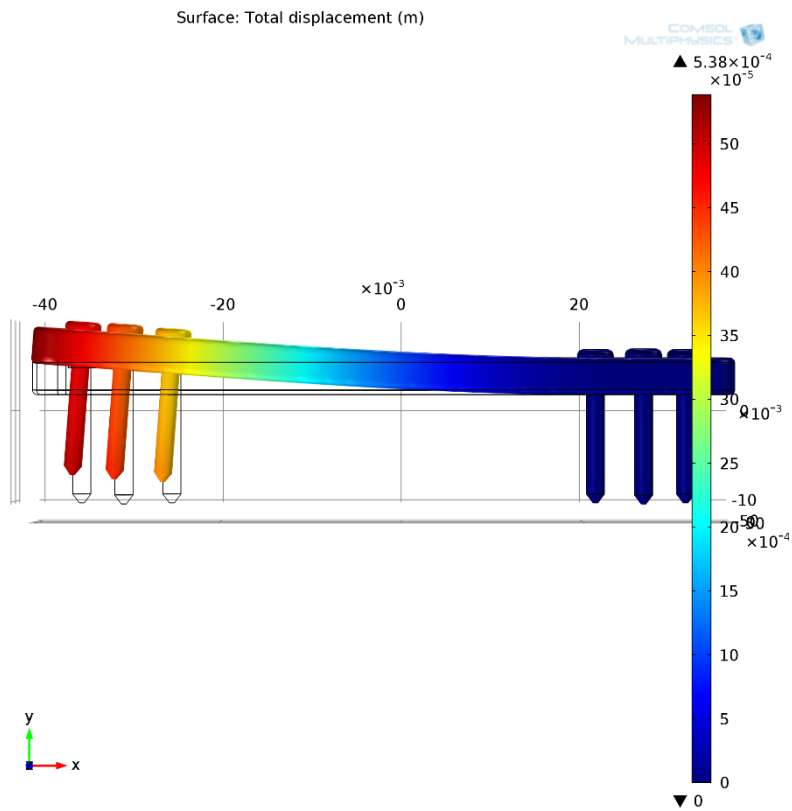
Rysunek 36. Naprężenia zredukowane von Mises'a



Rysunek 37. Naprężenia zredukowane von Mises'a (przybliżenie miejsca o największym naprężeniu)



Rysunek 38. Całkowite przemieszczenie



Rysunek 39. Całkowite przemieszczenie (rzut na płaszczyznę xy)

- Tabelaryczne zestawienie wyników

Tabela 4. Zestawienie wyników Badania 3

Siatka	Coarse	Normal	Fine
Naprężenia [MPa]	449	574	550
Przemieszczenia [mm]	0,532	0,536	0,538
Ilość trójkątów	3032	5306	13240
Ilość czworoscianów	5711	12981	46450
Ilość krawędzi	1018	1394	2424
Liczba wierzchołków	266	266	266
Naprężenia:			
Stosunek do Coarse [%]	100,00%	78,22%	81,64%
Stosunek do Normal [%]	127,84%	100,00%	104,36%
Stosunek do Fine [%]	122,49%	95,82%	100,00%
Przemieszczenia:			
Stosunek do Coarse [%]	100,00%	99,25%	98,88%
Stosunek do Normal [%]	100,75%	100,00%	99,63%
Stosunek do Fine [%]	101,13%	100,37%	100,00%

Jak widać jakość siatki ma wpływ na otrzymane wyniki, jednak w większym stopniu jest to widoczne w przypadku naprężeń, gdzie różnice sięgają 27% porównując siatkę *coarse* do siatki *normal*. Biorąc pod uwagę przemieszczenia, stosunek siatki *coarse* do *fine* wynosi nieco ponad 1%. Różnice mogą się brać z tego powodu, że siatka *fine* ma więcej elementów skończonych w porównaniu do *coarse* i w tym przypadku siatka *coarse*, w danym obszarze można potraktować jako uśrednienie większej liczby elementów.

6. Źródła

[1] <http://www.strek.strefa.pl/students/mes/miszb/fem-lec-10-miszb.pdf> (dostęp: 29.06.2015)

[2] <http://www.staleniardzewne.pl/porady-ekperta/jak%C4%85-struktur%C4%99-i-w%C5%82asno%C5%9Bci-posiada-stal-316l> (dostęp: 29.06.2015)

[3] <http://iim.p.lodz.pl/media/materialy/mat-kier-MiBM-AiR-PiP-Trans/Cwiczenie%2013.pdf> (dostęp: 29.06.2015)