



MODELOWANIE I SYMULACJA ZAGADNIEŃ BIOMEDYCZNYCH

PROJEKT

**MODELOWANIE I ANALIZA WŁAŚCIWOŚCI WYTRZYMAŁOŚCIOWYCH  
KRAŻKA MIĘDZYKRĘGOWEGO CZŁOWIEKA**

Kaszkowiak Mikołaj

Roszyk Aleksandra

Szekielda Weronika

Poznań 2017

## Spis treści

1. Cel projektu .....	3
2. Wstęp .....	3
2.1 Budowa kręgosłupa .....	3
2.2 Budowa kręgów lędźwiowych .....	4
2.3 Budowa krążka międzykręgowego .....	5
2.4 Biomechanika stawu .....	6
3. Przegląd rozwiązań komercyjnych .....	7
4. Analiza wytrzymałościowa: .....	10
4.1. Specyfikacja wykorzystanych materiałów i parametrów. ....	10
4.2. Kolejność postępowania dla 3 rozmiarów siatek. ....	11
5. Wnioski: .....	17
6. Bibliografia .....	17

## 1. Cel projektu

Celem projektu było wykonanie analizy wytrzymałościowej krążka międzykręgowego przy użyciu programu COMSOL Multiphysics. Ustawione parametry, w tym obciążenie, zostały dobrane w ten sposób aby odwzorować warunki rzeczywiste w organizmie ludzkim.

## 2. Wstęp

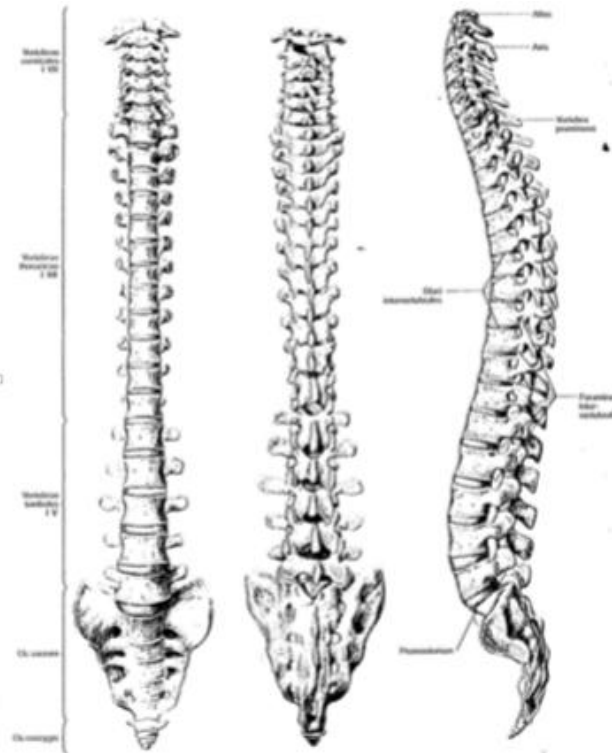
### 2.1 Budowa kręgosłupa

Kręgosłup (łac. columna vertebralis) znajduje się po grzbietowej stronie tułowia. Jest ruchomą osią ciała człowieka. Tworzą go 33-34 nieparzyste kręgi, które układają się jeden na drugim. Kręgi prawdziwe stanowią ruchomą część kręgosłupa. Należą do nich kręgi odcinka szyjnego, piersiowego oraz lędźwiowego. Kręgi rzekome tworzą odcinek krzyżowy w połączeniu z odcinkiem guzicznym, które stanowią nieruchomy fragment kręgosłupa. Kręgi guziczne (ogonowe) są elementem szczałkowym układu ruchu człowieka, przez co nie mają większego wpływu na jego mechanikę.

Kręgosłup dzieli się na następujące odcinki:

- Odcinek szyjny (7 kręgów);
- Odcinek piersiowy (12 kręgów);
- Odcinek lędźwiowy (5 kręgów);
- Odcinek krzyżowy (5 kręgów);
- Odcinek ogonowy/guziczny (4-5 kręgów).

Do podstawowych funkcji kręgosłupa należy zapewnienie podpory ciała oraz możliwości ruchu, jak również ochrona rdzenia kręgowego, poprzez otoczenie go wokół przez kręgi, więzadła i mięśnie.

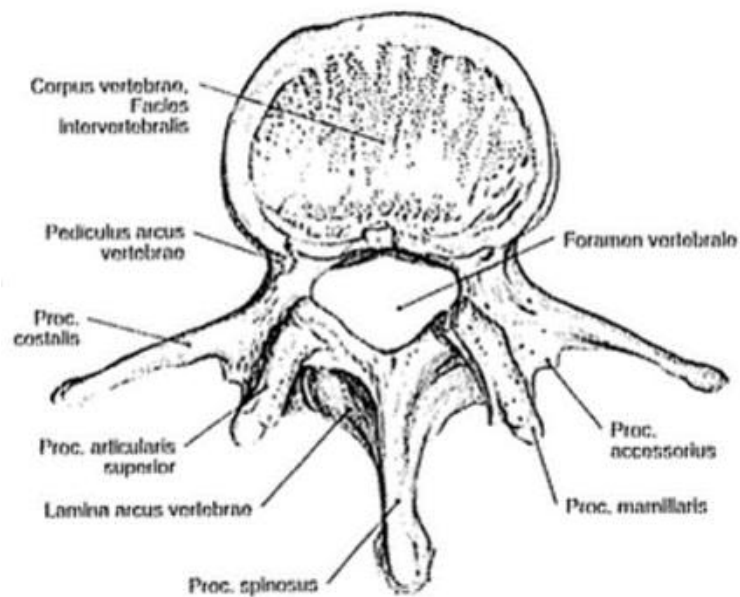


Rys.2.1. Budowa anatomiczna kręgosłupa (wg Sobotty)

## 2.2 Budowa kręgów lędźwiowych

W typowym kręgu można wyróżnić część przednią, która jest masywniejsza i przystosowana do dźwigania masy ciała człowieka, nazywana trzonem kręgu (łac. Corpus vertebrae) oraz części tylnej, o znacznie lżejszej budowie, tak zwanego łuku kręgu (łac. Arcus vertebrae). Elementy te zamykają otwór kręgowy (łac. Foramen vertebrale), tworząc kanał kręgowy (łac. Canalis vertebralis), w którym mieści się rdzeń kręgowy wraz z oponami.

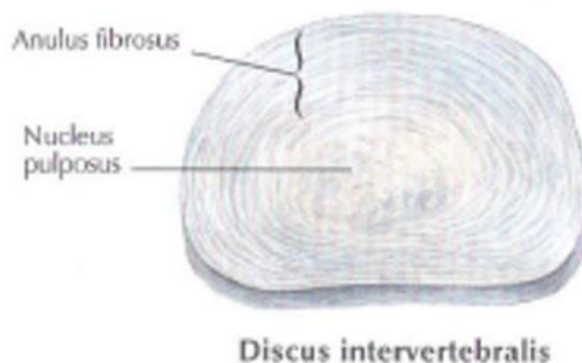
Kręgi tworzące odcinek lędźwiowy kręgosłupa są znacznie większe od pozostałych kręgów wchodzących w skład szkieletu osiowego człowieka. Charakteryzują się nerkowatym kształtem trzonu oraz masywnymi wyrostkami. Miejsce wyrostków poprzecznych zajmują wyrostki żebrowe, a u ich nasady znajduje się wyrostek dodatkowy, będący pozostałością po wyrostku poprzecznym. Posiadają wyrostki sutkowate, znajdujące się na bocznych powierzchniach wyrostków stawowych. Ich wyrostek kolczysty przyjmuje kształt krótkiej płytki skierowanej do tyłu, a mały otwór kręgowy ma kształt trójkątny.



Rys.2.2. Budowa kręgu lędźwiowego (wg Sobotty)

### 2.3 Budowa krążka międzykręgowego

Krążek międzykręgowy zbudowany jest z jądra miażdżystego i pierścienia włóknistego. Jądro miażdżyste znajduje się w środkowej części krążka i stanowi około 15% masy całego krążka. Jest strukturą bardziej płynną (uwodnioną) niż pierścień włóknisty. Jest ruchomą częścią kręgosłupa. Pierścień włóknisty tworzą naprzemiennie skośnie ułożone włókna kolagenowe i elastynowe. Jest grubszy z przodu, co zwiększa jego wytrzymałość w tej części. Zadaniem krążka międzykręgowego jest amortyzacja wstrząsów oraz współtworzenie fizjologicznych krzywizn kręgosłupa.



Rys.2.3. Krążek międzykręgowy (wg Nettera)

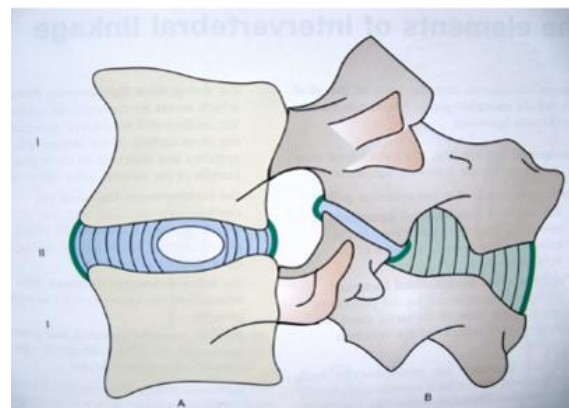
## 2.4 Biomechanika stawu

Pod względem biomechaniki kręgosłup nie jest narządem niezależnym, gdyż jego praca ściśle wiąże się z budową i współpracą więzadeł oraz mięśni bezpośrednio związanych z kręgosłupem, a także tych współpracujących z nim w sposób pośredni, do których możemy zaliczyć mięsień prosty brzucha, skośny zewnętrzny brzucha, poprzeczny brzucha oraz czworoboczny lędźwi. Ciśnienie brzuszne dodatkowo wspiera pracę kręgosłupa.

Stawy międzykręgowe należą do stawów sprzężonych, co oznacza że ruch w jednym stawie bezpośrednio zależy od ruchów w stawach sąsiednich. Ruchomość poszczególnych stawów sumuje się. Każdy staw otoczony jest torebką stawową, która przyczepia się do brzegu powierzchni stawowej.

Podstawową jednostką ruchową kręgosłupa jest segment ruchowy, w którego skład wchodzi:

- dwa sąsiadujące kręgi,
- krążek międzykręgowy,
- więzadła łączące kręgi,
- stawy międzykręgowe.



Rys. 2.4. Segment ruchowy kręgosłupa  
(Biomechanika kręgosłupa dr Bartochowski)

Ruch kręgosłupa odbywa się w trzech płaszczyznach:

- strzałkowej – w płaszczyźnie tej zachodzi zginanie i prostowanie, zakres którego zależy od części kręgosłupa,
- czołowej – w płaszczyźnie tej odbywa się zginanie boczne o całkowitym zakresie około 60°,
- poziomej – zachodzą tutaj ruchy skrętne dookoła osi pionowej, powodujące unoszenie w stosunku do siebie kręgów oraz ich obrót.

Ruchomość kręgosłupa uwarunkowana jest różnorodną budową trzonów poszczególnych kręgów, wielkością ustawienia wyrostków oraz wysokością krążków międzykręgowych. Zależy także od długości odcinków kręgosłupa oraz ilości mięśni i ich kierunkiem położenia. Odcinek szyjny kręgosłupa jest najbardziej mobilny, zaś piersiowy najmniej, ze względu na połączenia kręgów piersiowych z żebrami. Zakres ruchu zgięcia do przodu i do tyłu, jak i ruchy boczne są dla odcinka szyjnego i lędźwiowego zbliżone. Ruchy rotacyjne są najobszerniejsze w odcinku szyjnym i w miarę przesuwania się ku dołowi ulegają wyraźnemu zmniejszeniu.

### 3. Przegląd rozwiązań komercyjnych

Zapoznano się z dostępnymi rozwiązaniami. Opisano trzy, które są wykorzystywane przy wymianie dysku w odcinku lędźwiowym.

#### ProDisc-L



Rys. 3.1. Zobrazowanie umiejscowienia ProDisc-L między kręgami

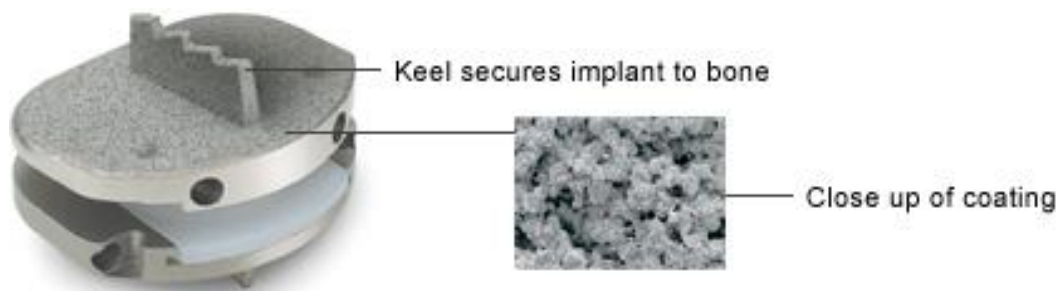
Jest to implant przeznaczony do całkowitej wymiany uszkodzonego (zwyrodnionego) dysku w odcinku lędźwiowym kręgosłupa na poziomie L3-S1. Został zaprojektowany we współpracy z chirurgami i był testowany w warunkach klinicznych i laboratoryjnych.

ProDisc-L pozwala na ruch dzięki swojej konstrukcji kulkowej i gniazda. Kulka wykonana z tworzywa sztucznego jest przymocowana do dolnej metalowej płytki. Wypolerowana, wklęsła powierzchnia górnej płytki tworzy dopasowane gniazdo. Może się ono poruszać po powierzchni kuli, co umożliwia wykonywanie ruchów.



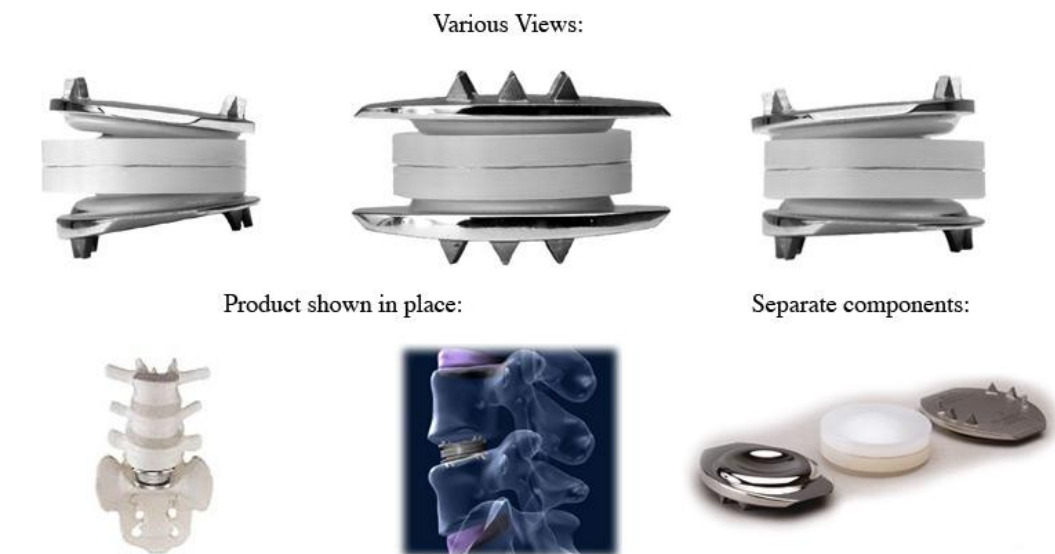
Rys. 3.2. Części składowe dysku

Implant jest przymocowany do kręgów opatentowanym wypustkiem znajdującym się na środku górnej i dolnej części. Na wszystkie powierzchnie implantu została naniesiona powłoka umożliwiająca zrastanie się z kością.



Rys. 3.3. Elementy umożliwiające przymocowanie dysku

### Charite Artificial Disc



Rys. 3.4. Poszczególne widoki, zobrazowanie umiejscowienia oraz komponenty dysku Charite

Jest to produkt przeznaczony do całkowitej wymiany dysku. Konstrukcja złożona jest z dwóch metalowych blaszek i ruchomego rdzenia z tworzywa. Umożliwia to zmianę dystansu między płytkami podczas ruchu zginania i prostowania kręgosłupa.

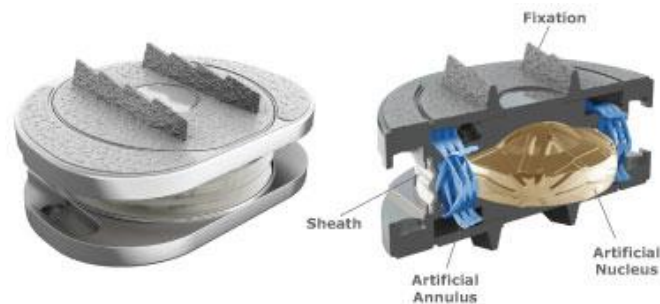
Implant został zaprojektowany, aby przywrócić wysokość przestrzeni międzykręgowej, elastyczność segmentu, zmniejszyć lub wyeliminować ból i aby poprawić funkcjonowanie pacjenta. Jest biokompatybilny i trwały. Według producenta ma żywotność do 40 lat.

Sztuczny dysk Charite posiada kinematykę odzwierciedlającą ruch segmentowy zdrowego kręgosłupa. Ma on umożliwiać anatomiczne wyrównanie w lordozie i poprawną pracę stawów.



## M6-L

Dysk M6-L jest rozwiązaniem najnowocześniejszym, a zarazem najczęściej stosowanym.

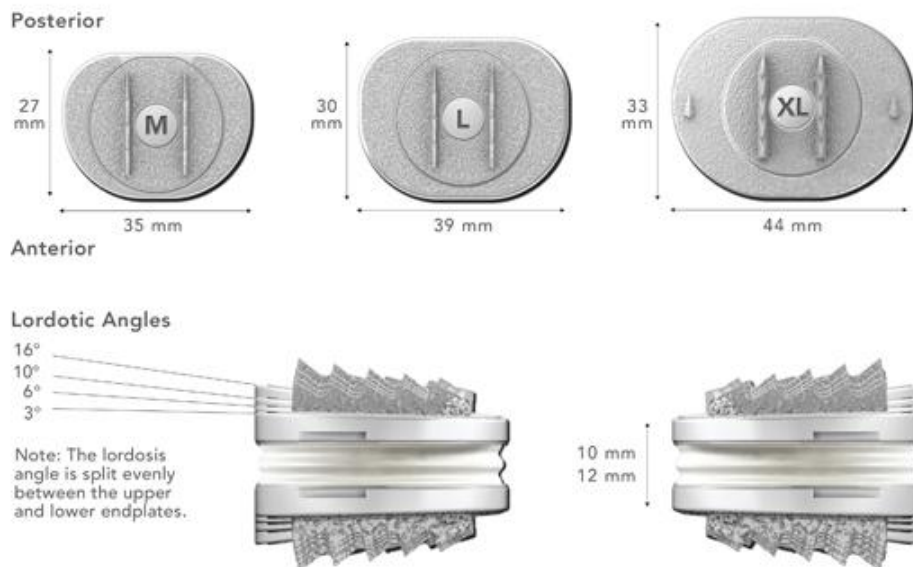


Rys. 3.5. Komponenty dysku M6-L

Ściśle bazuje na budowie anatomicznej naturalnego dysku. Zawiera sztuczne jądro wykonane z poliwęglanu uretanowego i tkane włókna pierścieniowe (wykonane z polietylenu). Testy biomechaniczne sztucznego dysku wykazały równoważną jakość ruchu w porównaniu ze zdrowym ludzkim dyskiem.

Sztuczne jądro i pierścień zapewniają kontrolowany ruch we wszystkich 6 stopniach swobody. Ma to na celu zapewnienie komfortu w naturalnych ruchach kręgosłupa.

M6-L posiada dwie zewnętrzne płytki tytanowe z wypustkami do mocowania dysku w kościach kręgosłupa. Są one pokryte warstwą umożliwiającą osteointegrację.



Rys. 3.5 Wymiary dysków M6-L

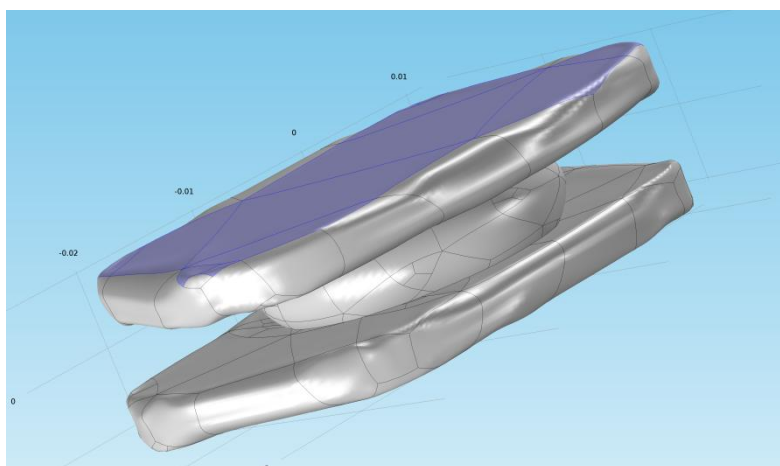
W celu dostosowania się do różnych przedziałów wymiarów anatomicznych, dysk M6-L jest dostępny w trzech rozmiarach.

## 4. Analiza wytrzymałościowa:

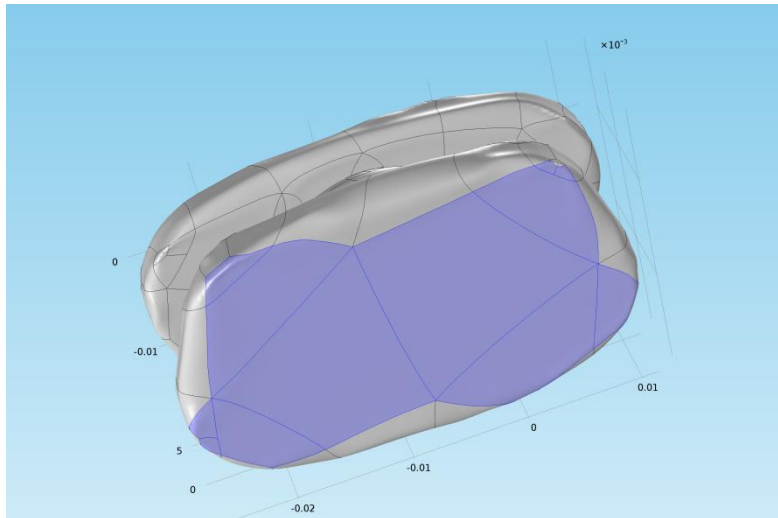
Analiza wytrzymałościowa wykonywana przez komputer za pomocą specjalistycznego oprogramowania stanowi przybliżony obraz rzeczywistego stanu układu pod wpływem obciążeń, który na etapie przedprodukcyjnym może być cennym źródłem informacji o zachowaniu się obiektu. Na jej dokładność wpływ mają liczne przybliżenia wynikające z dostępności informacji (pozyskiwanych m.in. z prowadzonych w podobnych warunkach badań) oraz możliwości obliczeniowe dostępnego oprogramowania i użytego komputera. Do zamodelowania użyto oprogramowania Comsol Multiphysics, początkowo w wersji 3.4, jednak trudności w otrzymaniu wyników wymagały użycia bardziej wydajnej wersji 5.0. Złożoność problemu i obiektów nie pozwoliła na dokonanie obliczeń przez komputer wg. początkowych założeń i konieczne było uproszczenie modelu.

### 4.1. Specyfikacja wykorzystanych materiałów i parametrów.

Jako materiał zewnętrznych części krążka ustawiono Ti-6Al-4V i przyjęto wgrane w programie parametry. Środek krążka zbudowany jest z kopolimeru PP/PE (Appryl 3120 MU 5) o module Younga =  $12 \cdot 10^9$  [Pa] i współczynniku Poissona = 0,35. Wyprostowana sylwetka człowieka sprawia, że kręgosłup jest poddawany głównie ścisnaniu w wyniku działania siły grawitacji. Zdecydowano się, więc na zamodelowanie takiego stanu. W tym celu, na górną płaszczyznę górnego kręgu (kręgu znajdującego się powyżej implantu) umieszczono siłę w kierunku osi Y, o zwrocie skierowanym w dół, rozłożoną na całej powierzchni, o wartości równej 500N tj., odpowiadającej ciężarowi tułowia dorosłego mężczyzny. Sytuację tą przedstawiono na poniższym rysunku. Element utwierdzono przez dolną powierzchnię.



Rysunek 4.1. Zaznaczona powierzchnia przyłożenia siły.

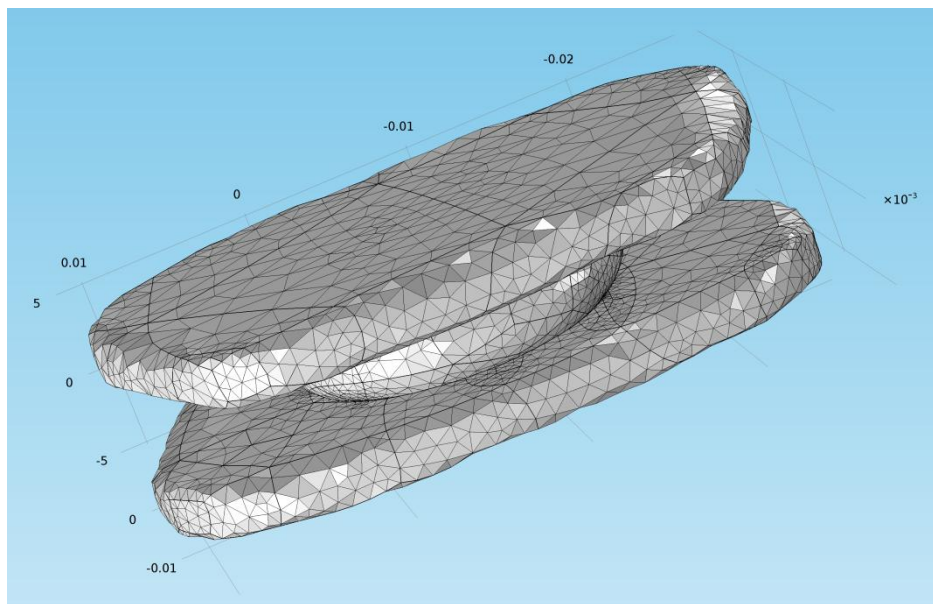


Rysunek 4.1. Zaznaczona powierzchnia utwierdzenia.

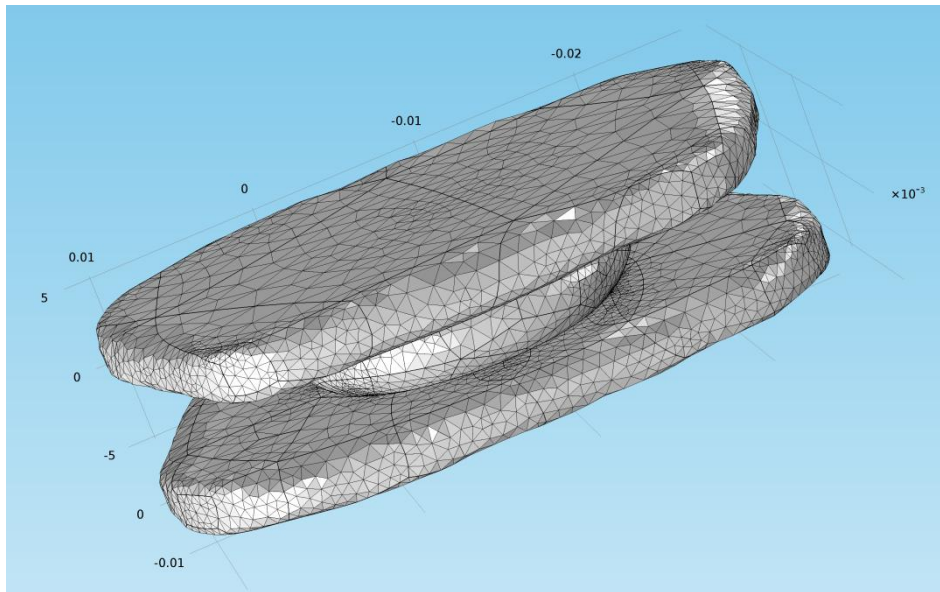
## 4.2. Kolejność postępowania dla 3 rozmiarów siatek.

- Wygenerowanie siatki

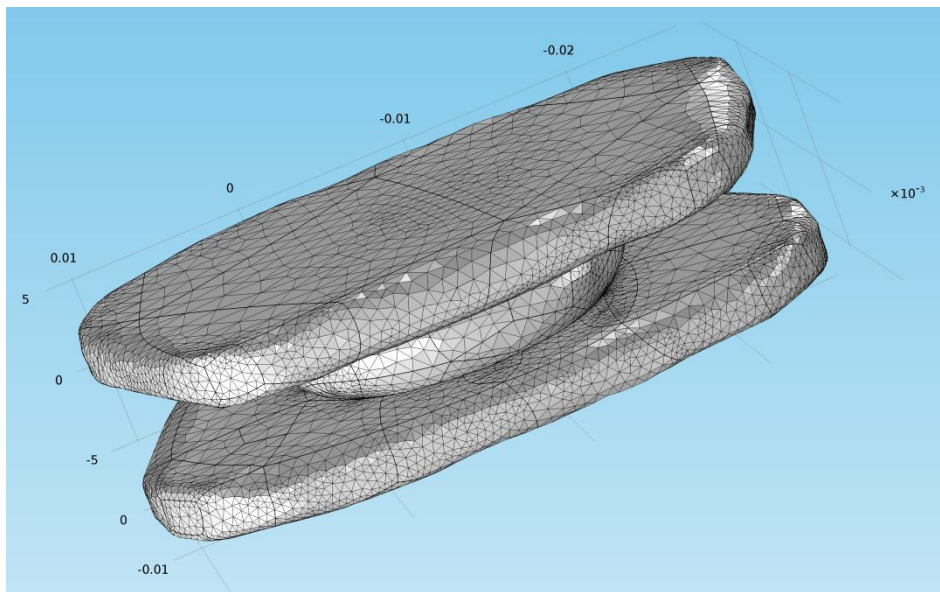
„COARSE” o liczbie elementów: 43492



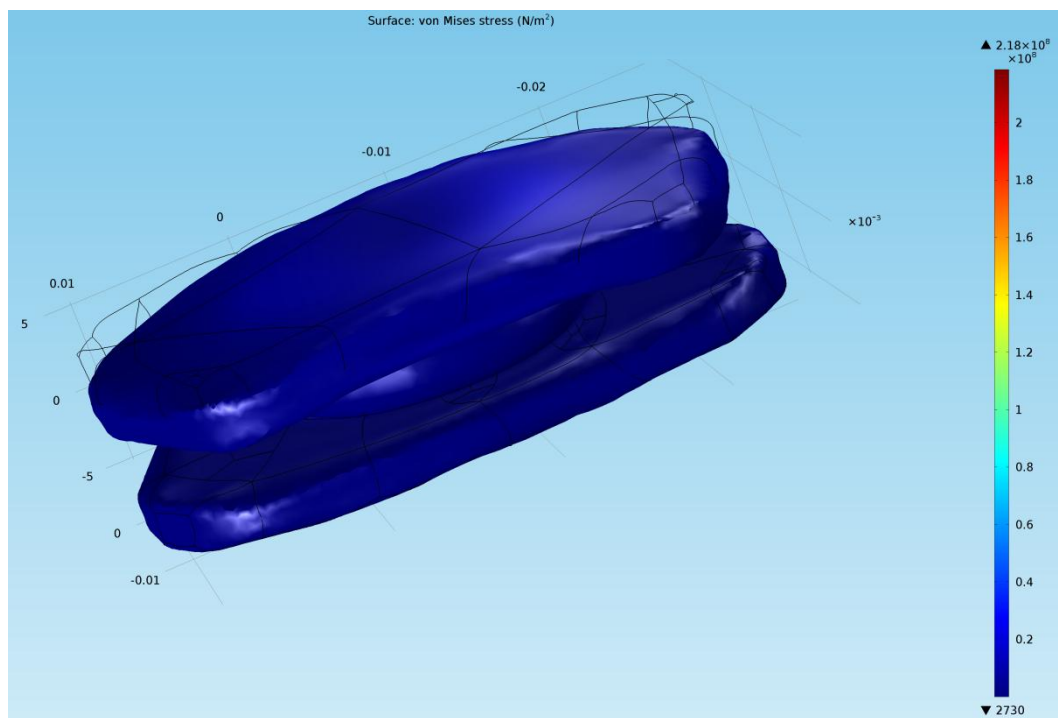
„NORMAL” o liczbie elementów: 81000



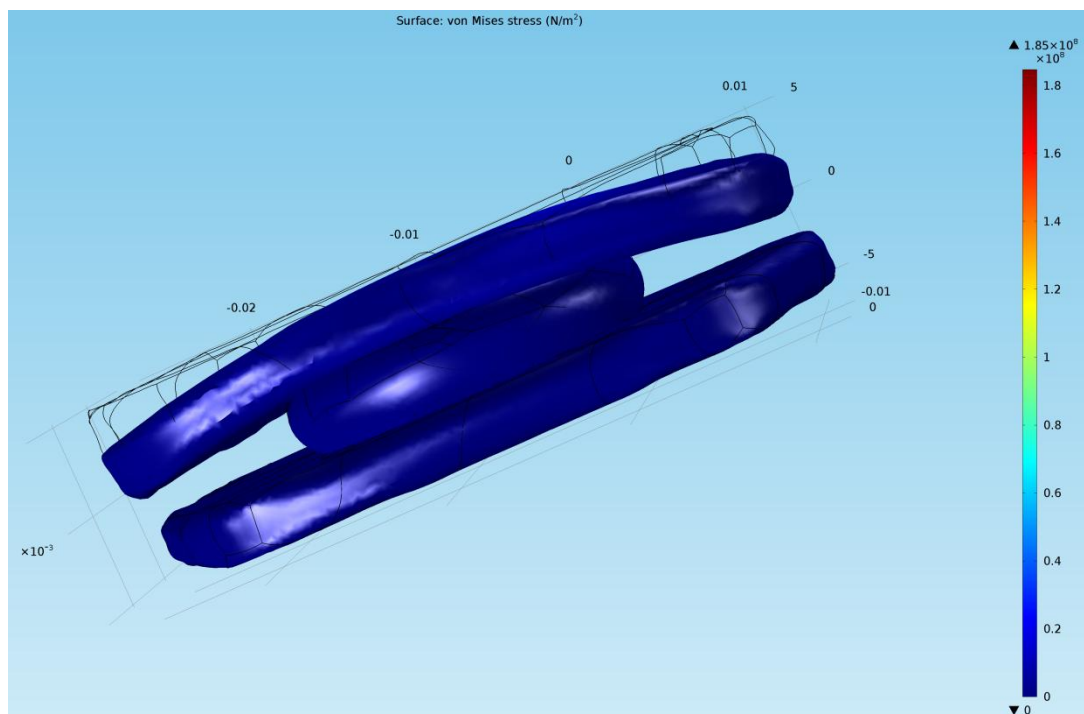
„FINE” o liczbie elementów: 148813



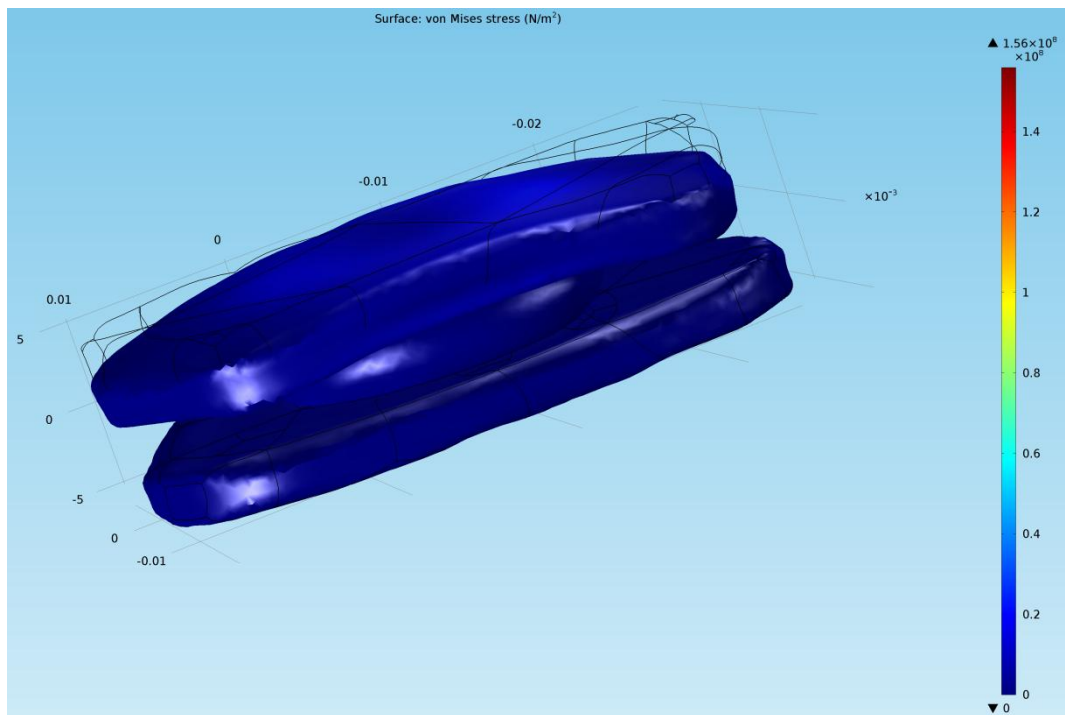
- Symulacja naprężeń



Rysunek 4.1.. Rozkład naprężeń dla siatki FINE.

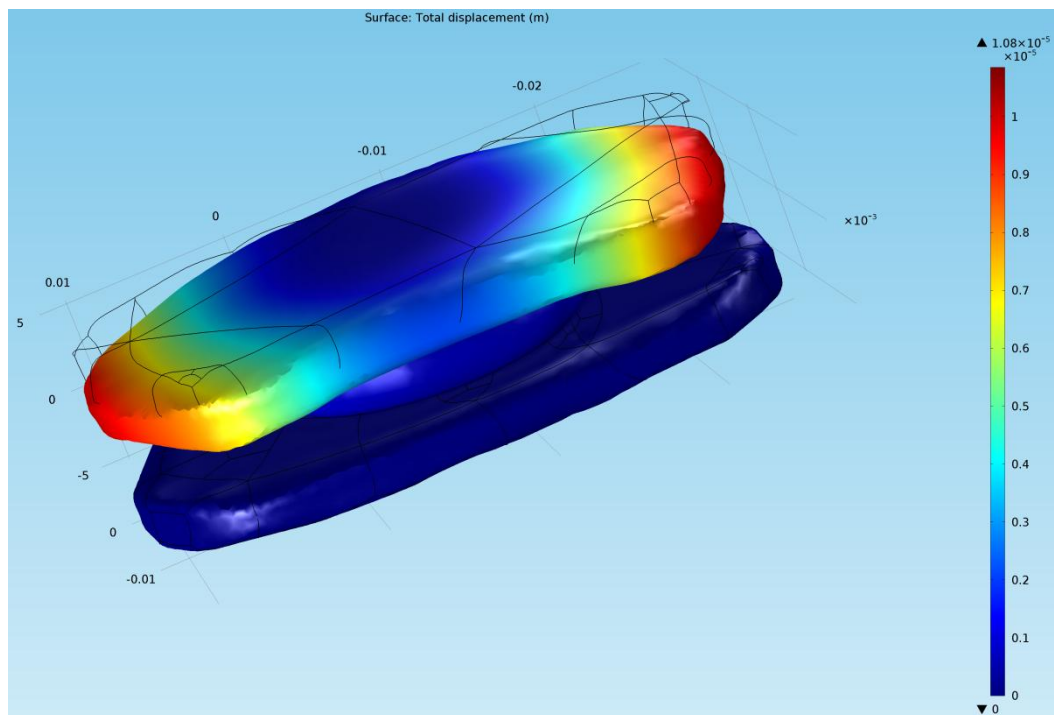


Rysunek 2.2.. Rozkład naprężeń dla siatki NORMAL.



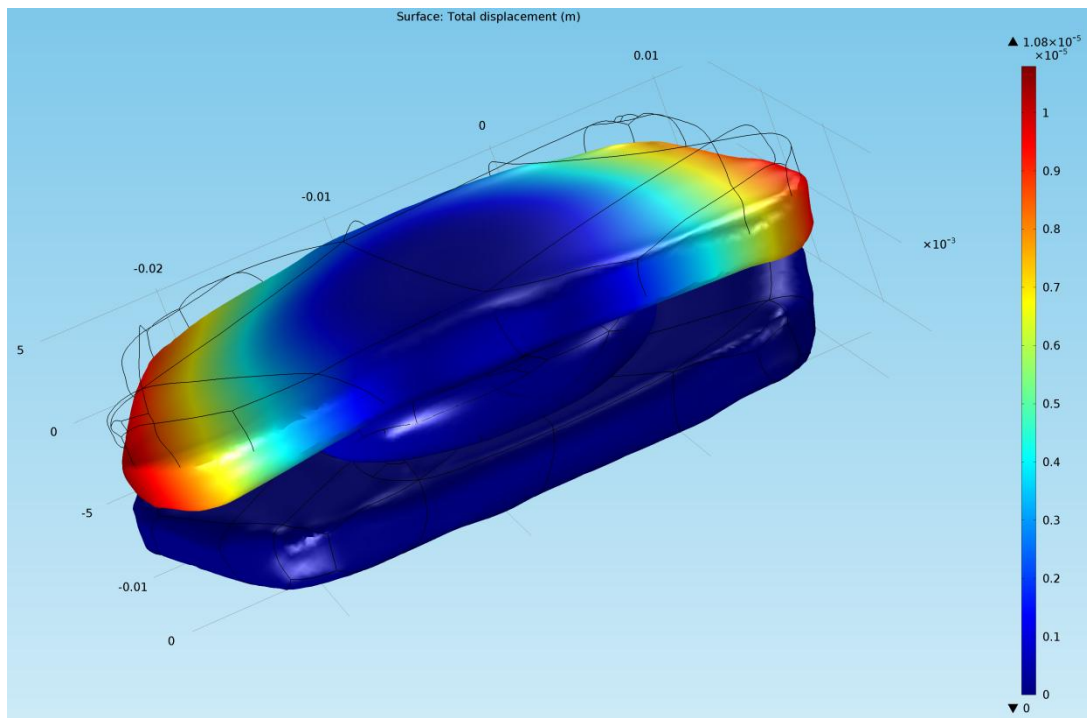
Rysunek 4.3. Rozkład naprężeń dla siatki COARSE.

- Symulacja przemieszczeń

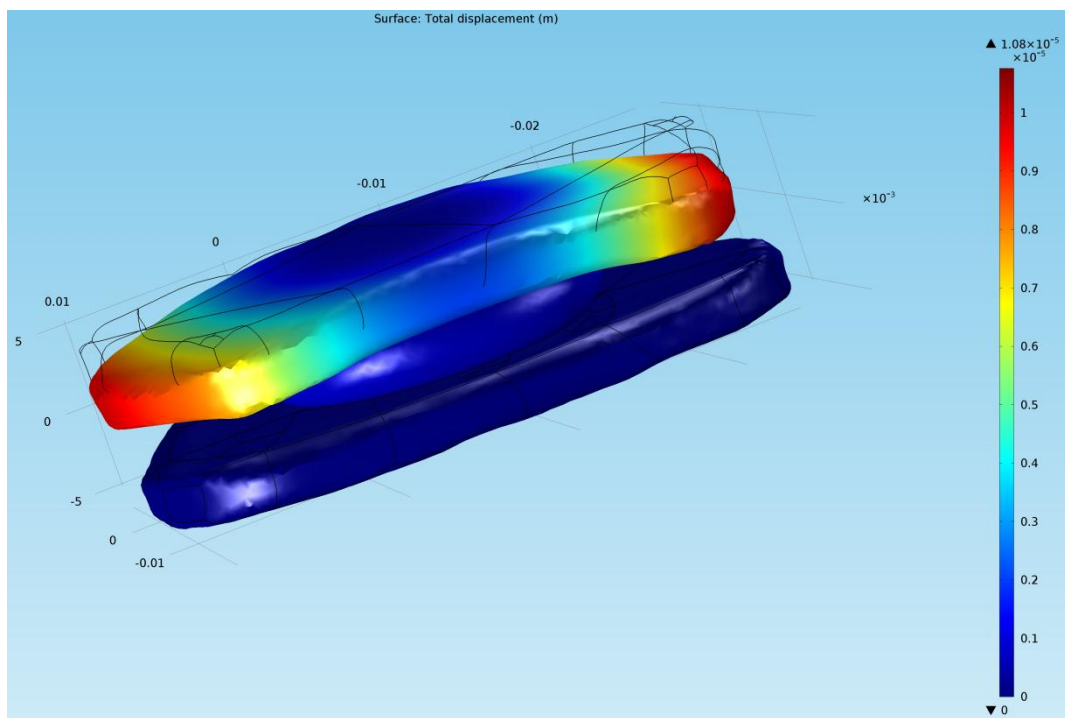


Rysunek 4.4. Rozkład przemieszczeń dla siatki FINE.

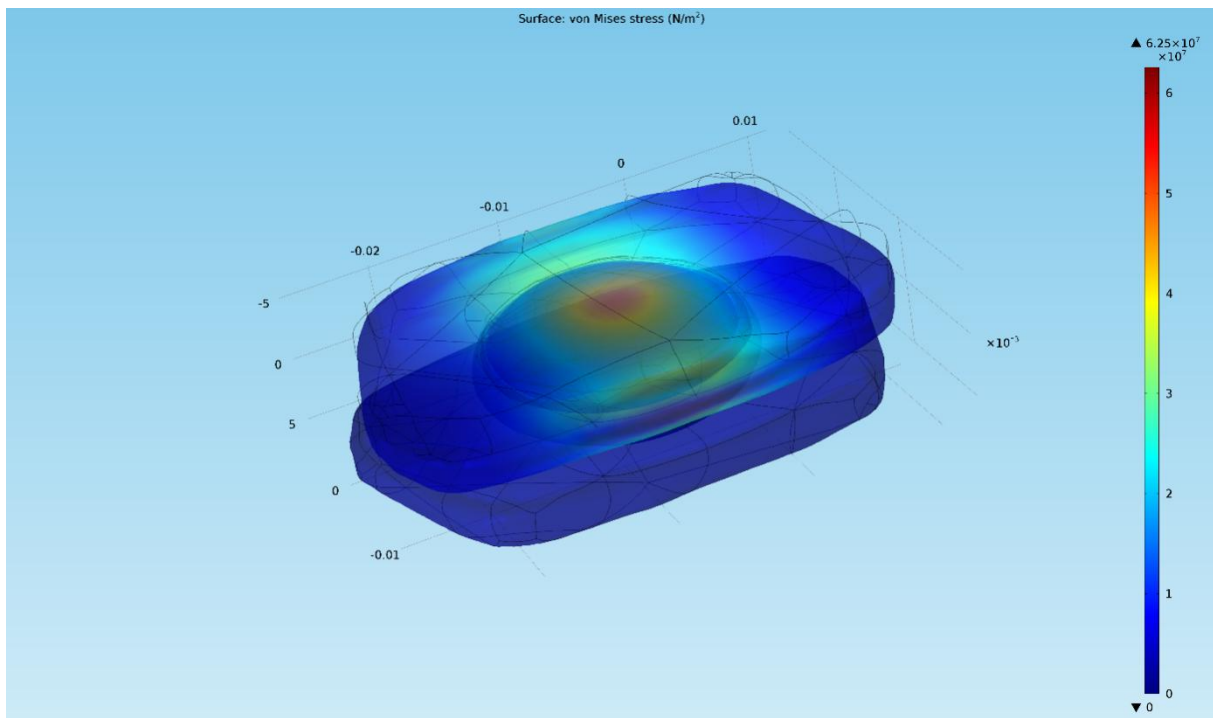




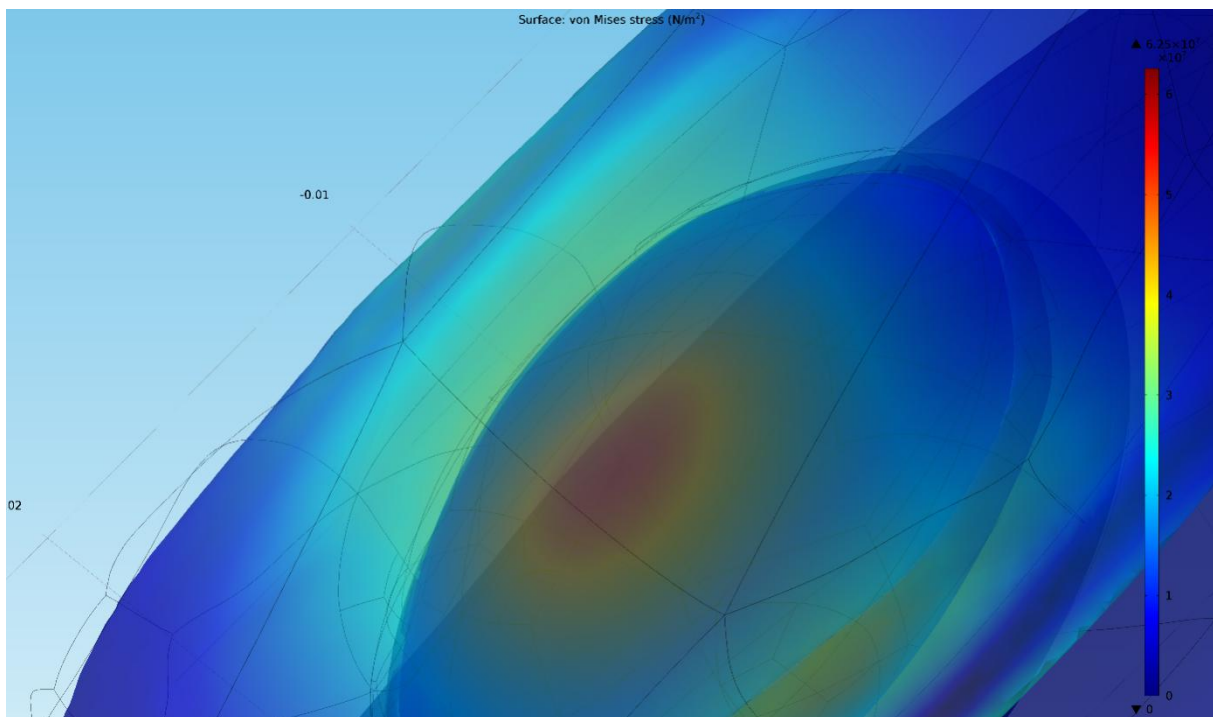
Rysunek 4.5.. Rozkład przemieszczeń dla siatki NORMAL.



Rysunek 4.6.. Rozkład przemieszczeń dla siatki COARSE.



Rys. 4.7. Wyniki przedstawiające naprężenie von Misesa -widok z góry [opracowanie własne]



Rys. 4.8.. Wyniki przedstawiające naprężenia von Misesa – zblizenie na obszar o największej wartości naprężeń [opracowanie własne]



## 5. Wnioski:

Na podstawie analizy wyników symulacji można zauważyć, że zwiększenie gęstości siatki powoduje większe naprężenia, co świadczy o większej dokładności obliczeń i rozłożeniu siły zadanej. Największe przemieszczenie zarejestrowano w częściach brzegowych płytki górnej, bezpośrednio narażonej na działanie siły, w miejscach najbardziej oddalonych od osi, wzdłuż której znajdowała się część łącząca, przenosząca obciążenia. Obecne w implancie naprężenia zredukowane utrzymują się na poziomie bezpiecznym, tak jak w wcześniejszej symulacji. Największe naprężenia (62,5 MPa) można zaobserwować na środkowej części implantu, tej, która wykonana jest z najbardziej podatnego na odkształcenia materiału – kompozytu PP/PE. Takie rozłożenie naprężeń na implancie jest zgodne z wcześniejszymi założeniami wynikającymi z właściwości użytych materiałów.

## 6. Bibliografia

1. Ignasiak Z., Anatomia układu ruchu, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, 2010
2. Sobotta J., Atlas anatomii człowieka Sobotta. Tom 1.: Ogólne pojęcia anatomiczne. Narządy ruchu, wyd. IV polskie, red. W. Woźniak, K.S. Jędrzejewski, 2012
3. Frank H. Netter, Atlas anatomii człowieka Nettera, wydawnictwo: Elsevier Urban, 2011
4. Paściak M., Artroplastyka lędźwiowa, dostępny w Internecie: <http://drkregoslup.pl/Leczenie-chirurgiczne/Artroplastyka-ledzwiowa,35,222> [dostęp 20.05.2017]
5. <http://sites.synthes.com/na/prodisc/Patients/AboutProdisc/Pages/About-ProDisc-L.aspx>. ProDisc-L.
6. <http://www.desert-spine.com/chariteimages.htm> . Artificial Charite Disc.
7. <https://www.spine-health.com/treatment/artificial-disc-replacement/total-disc-replacement-charite-artificial-disc>. Artificial Charite Disc.
8. <http://www.spinalkinetics.com/m6-l/m6-l-overview/>. Dysk M6-L.
9. Mańko M., Zubrzycki J., Karpiński R., Zastosowanie metod inżynierii odwrotnej do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego.
10. Borkowski P. , Analiza biomechaniczna sztucznego krążka międzykręgowego.