

POLITECHNIKA POZNAŃSKA  
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA



Danyluk Barbara

Rybak Aleksandra

Inżynieria biomedyczna

2016/2017

# **BADANIE WYTRZYMAŁOŚCI ZEWNĘTRZNEGO STABILIZATORA KOŚCI PISZCZELOWEJ**

Modelowanie i Symulacja Zagadnień Biomedycznych

Poznań 2017

## Spis treści

1	Założenia projektu.....	3
2	Wstęp teoretyczny.....	3
2.1	Budowa kości piszczelowej.....	3
2.2	Właściwości mechaniczne kości.....	4
2.3	Właściwości stali 316L.....	5
3	Stabilizatory dostępne na rynku.....	6
3.1	GALAXY Med.&Care.....	7
3.2	Stabilizator zewnętrzny BHHMikromed.....	8
3.3	Procallus Med.& Care.....	8
4	Analiza matematyczna wybranych parametrów.....	8
4.1	Parametry materiałowe.....	9
4.2	Badane parametry.....	10
5	Etapy badania.....	11
6	Badany model.....	13
6.1	Pierwotny model.....	13
6.2	Model uproszczony poddany symulacji.....	13
7	Analiza wytrzymałościowa stabilizatora.....	14
7.1	Kość piszczelowa.....	14
7.2	Stabilizator wykonany ze stali 316L.....	14
7.3	Wytyczne do analizy wytrzymałościowej.....	14
7.4	Analiza wytrzymałościowa.....	14
8	Podsumowanie.....	17
9	Bibliografia.....	19

## 1. Założenia projektu

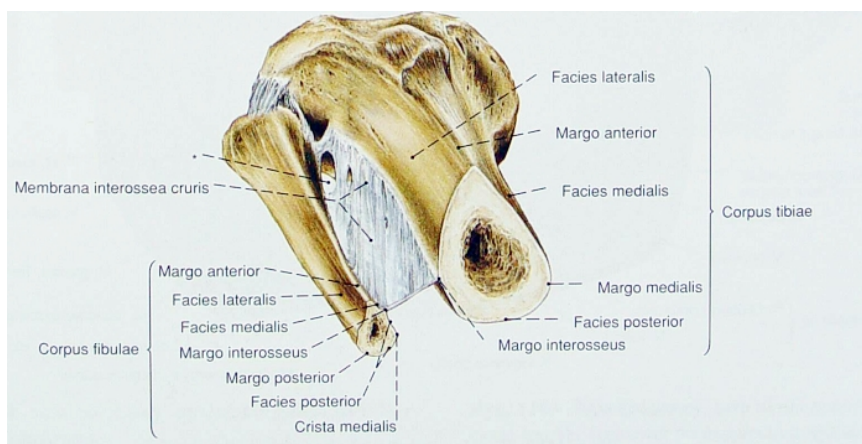
Celem pracy jest analiza wytrzymałościowa połączenia kość – stabilizator i ocena użyteczności zaprojektowanego stabilizatora. Analiza została przeprowadzona w programie COMSOL Multiphysics i objęła symulację przemieszczeń oraz naprężeń powstałych w modelu po przyłożeniu siły. Jako obciążenie wybrałyśmy siłę działającą na płaszczyznę bliższego końca kości udowej, działającą w kierunku trzonu kości. Za maksymalną masę pacjenta przyjęłyśmy 100kg. Materiał wybrany na stabilizator to stal nierdzewna 316 L. Analizie został poddany uproszczony model stabilizatora, ze względu na ograniczoną moc obliczeniową programu.

## 2. Wstęp teoretyczny

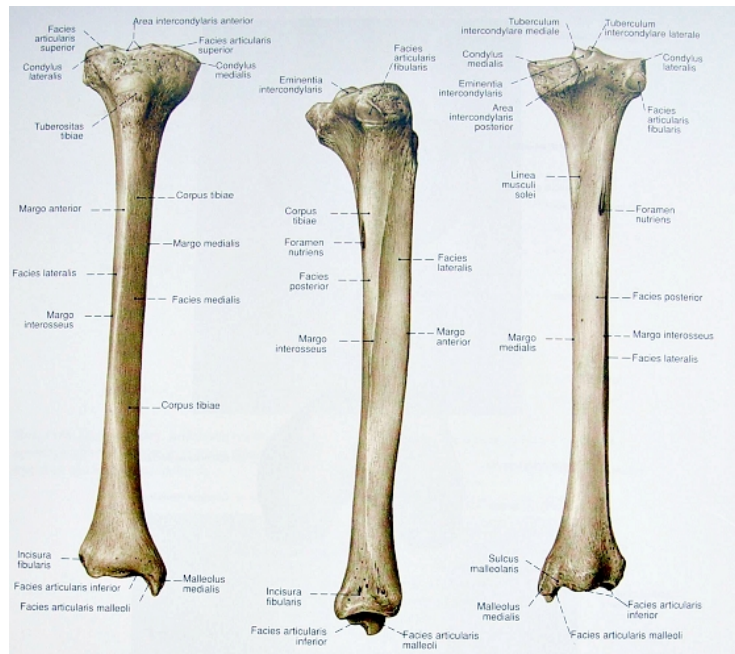
### 2.1 Budowa kości piszczelowej

Kość piszczelowa jest kością długą, która wraz ze strzałką tworzy zespół kości podudzia. Leży po stronie przyśrodkowej i jest ściśle połączona z kością strzałkową. Piszczel na jej końcu bliższym łączy się stawowo z kością udową, natomiast koniec dalszy tworzy połączenie z kością skokową.

Trzy brzegi piszczeli dzielą trzon na trzy powierzchnie, w wyniku czego kość na przekroju ma przybliżony kształt trójkąta, z najlepiej wyczuwalnym brzegiem przednim. Na przekroju można zauważyć gradient struktury tkanki kostnej: od twardej istoty zbitiej, przez włóknistą istotę gąbczastą, aż do wewnętrznego wydrążenia, które obniża masęwłaściwą części korowej, pozwalając zachować dobre właściwości mechaniczne.



Rys.1. Przekrój poprzeczny kości podudzia, z wyraźnym trójkątnym kształtem przekroju piszczeli



Rys. 2. Widok na kość piszczelową, od lewej: od przodu, od strony bocznej, od tyłu.

## 2.2 Właściwości mechaniczne kości

Właściwości tkanki kostnej istotnie zależą od jej struktury. Na wytrzymałość kości ma wpływ jej funkcja w układzie ruchowym, a ponadto wiek oraz stan zdrowotny pacjenta. Tkanka kostna dodatkowo charakteryzuje się anizotropowym przebiegiem jej właściwości, w zależności od analizowanego kierunku. Ta właściwość utrudnia precyzyjne określenie właściwości wytrzymałościowych kości, dlatego do badanych modeli najczęściej stosowane są wartości uśrednione/przybliżone:

Parametr	Wartość
Moduł Younga [GPa]	17,4
Współczynnik Poissona	0,39
Wytrzymałość [MPa]:	
• rozciąganie wzdłużne	133
• rozciąganie poprzeczne	51
• ściskanie wzdłużne	195
• ściskanie poprzeczne	133
• ścinanie	69
• zginanie	208,6

Tab.1. Zestawienie wybranych parametrów wytrzymałościowych kości

Z powyższych danych jasno wynika, iż kości długie mają lepsze właściwości wytrzymałościowe w kierunku wzdłużnym oraz znacznie lepszą odporność na ściskanie, niż na rozciąganie. Jest to z pewnością pewien rodzaj przystosowania układu kostnego do najczęściej zadawanych obciążeń (stąpienie, opieranie).

### 2.3 Właściwości stali 316L

Większość materiałów konstrukcyjnych nie ma zastosowania w medycynie ze względu na ich aktywność korozyjną w środowisku tkanek oraz na niezgodność ich parametrów mechanicznych z parametrami tkanek w organizmie człowieka. Nierdzewne stale z chromem i niklem spełniają większość wymagań stawianych biomateriałom, w tym odpowiednie właściwości wytrzymałościowe, odporność na korozję w płynach ustrojowych oraz niewrażliwość na agresywne środowiska sterylizacyjne.

Stal AISI 316L oznaczana jest według norm europejskich, jako X2CrNiMo17-12-2 lub 1.4404 i należy do grupy stali o strukturze austenitycznej. Skład chemiczny stali austenitycznych odpornych na korozję zapewnia im strukturę austenitu stabilnego w szerokim zakresie temperatury. Stale tej grupy stosowane są (oprócz obszarów medycznych) na elementy pracujące w środowisku wody morskiej, na instalacje w przemyśle chemicznym, papierniczym, spożywczym, elementy architektoniczne i wiele innych. Ze względu na własności antykorozyjne stal austenityczna jest najczęściej stosowaną stalą z grupy odpornych na korozję.

Stężenie pierwiastków [%]					
C	Cr	Ni	Mn	Mo	inne
≤ 0,03	17,5	11,5	≤ 2	2,3	≤ 0,11

Tab.2. Orientacyjny skład chemiczny stali 316L.

Wytrzymałość na rozciąganie Rm [MPa]	Wydłużenie po zerwaniu A [%]	Umowna granica plastyczności Rp0,2 [MPa]
530-680	40	200

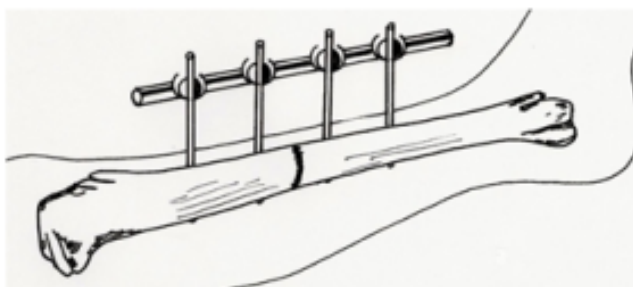
Tab.3. Wybrane właściwości mechaniczne stali 316L

### 3. Stabilizatory dostępne na rynku

Za stabilizator zewnętrzny uznaje się urządzenie, które umożliwia zespolenie odłamów kostnych bez bezpośredniej ingerencji w miejsce złamania. Stabilizatory zewnętrzne najczęściej składają się z głowic, które są miejscem łączenia stabilizator-kość (za pomocą wkrętów kostnych, bądź drutów Kirschnera), oraz elementów nośnych, które przenoszą obciążenia między odłamami kostnymi.

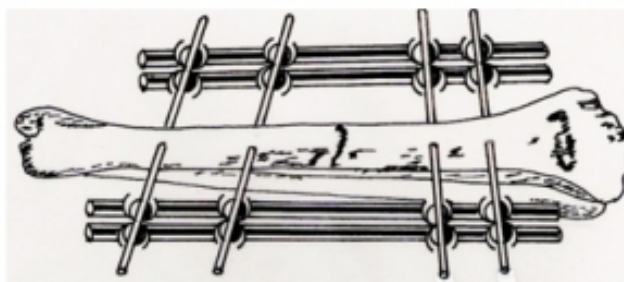
Wyróżniamy 3 główne typy zewnętrznych stabilizatorów kości długich:

- Klamrowe – elementy konstrukcyjne leżą na jednej płaszczyźnie oraz po jednej stronie kości;



Rys.3. Schemat stabilizatora klamrowego

- Ramowe – elementy konstrukcyjne leżą na jednej płaszczyźnie po obu stronach kości;



Rys.4. Schemat stabilizatora ramowego

- Przestrzenne – elementy konstrukcyjne leżą wokół leczonej kości



Rys.5. Schemat stabilizatora przestrzennego

### 3.1 GALAXY Med. & Care

Jednostronny, modułarny system stabilizacji zewnętrznej, do czasowego zaopatrywania złamań w obrębie wszystkich kości długich oraz stawów: nadgarstka, łokciowego, barkowego, skokowego, kolanowego, udowego i miednicy.

Dzięki swej wersji mini, z ogromnym powodzeniem jest stosowany do leczenia przypadków traumatologicznych u dzieci i młodzieży.

System cechuje bardzo szybkie i nieskomplikowane montowanie dowolnych konfiguracji, Wyjątkowa pierwotna stabilność i niesamowita uniwersalność zastosowań systemu Galaxy daje duże możliwości zastosowania.

System Galaxy cechuje się też wysoką radioprzeziernością i niskimi wartościami używanymi przy MRI, na poziomie 1.5 i 3 Tesli. Dostępny jest też w wersjach sterylnych kompletów.



Rys.6. Stabilizator Galaxy

### 3.2 Stabilizator zewnętrzny BHH Mikromed

Zestaw do zespołań zewnętrznych typu BHH Mikromed posiada prostą składankową konstrukcję tworzoną przy użyciu powtarzalnych elementów. Konstrukcja ta wykorzystuje do mocowania aparatu do kości groty, jest sztywna i pozwala na budowanie różnorodnych konstrukcji.

Wymagane właściwości mechaniczne i odporność korozyjną uzyskano stosując do wytwarzania elementów zespolenia zewnętrznego stal nierdzewną implantacyjną Cr-Ni-Mo w gatunku stop D. Zarówno skład chemiczny, jak i pozostałe własności tej stali odpowiadają wymaganiom normy międzynarodowej ISO.

### 3.3 Procallus Med. & Care

Bardzo szeroki zakres zastosowań, w tym zaopatrywanie złamań prostych i wielopoziomowych, z możliwością fiksacji/transportu wolnego odłamu, zaburzenia zrostu/stawy rzekome, osteotomii korekcyjnych, prostych wydłużeń lub korekcji deformacji kątowych i osiowych.



Rys.7. Stabilizator Procallus

## 4. Analiza matematyczna wybranych parametrów

W naszym projekcie model został zanalizowany pod kątem przemieszczeń i naprężeń wywołanych przez zadaną siłę. W modelu zostały określone materiały składowe, aby umożliwić symulację zbliżoną do rzeczywistych warunków.



## 4.1 Parametry materiałowe

W programie analizowane było połączenie kość – stabilizator. W celu dokładniejszej analizy, dla modelu stabilizatora został wybrany materiał stalowy, a dla kości został przydzielony materiał o odpowiednich właściwościach mechanicznych „bone”.

W warunkach brzegowych zostały wykorzystane następujące parametry:

- gęstość – która określa stosunek masy ciała do zajmowanej przez niego objętości

$$\rho = \frac{m}{V}$$

- współczynnik Poissona – określa stosunek odkształcenia poprzecznego  $\varepsilon'$  do wzdłużnego  $\varepsilon$

$$\nu = -\frac{\varepsilon'}{\varepsilon}$$

- moduł Younga (miara sprężystości) – stosunek wzdłużnego odkształcenia liniowego  $\varepsilon$  do naprężenia  $\sigma$ , jakie w nim występuje

$$E = \frac{\varepsilon}{\sigma}$$

- pojemność cieplna – która charakteryzuje ilość ciepła, jaka jest niezbędna do zmiany temperatury ciała o jednostkę temperatury

$$C = \frac{\Delta Q}{\Delta T}$$

- przewodnictwo cieplne – opisuje zdolność materiału do przewodzenia ciepła

$$\lambda = \frac{Q}{t} \frac{d}{S\Delta T}$$

Material Contents					
Property	Name	Value	Unit	Property group	
✓ Density	rho	7850[kg/...]	kg/m <sup>3</sup>	Basic	
✓ Young's modulus	E	200e9[Pa]	Pa	Young's modulus and Poiss...	
✓ Poisson's ratio	nu	0.33	1	Young's modulus and Poiss...	
Relative permeability	mur	1	1	Basic	
Heat capacity at constant pressure	Cp	475[J/(kg...]	J/(kg·K)	Basic	
Thermal conductivity	k	44.5[W/(...]	W/(m·K)	Basic	
Electrical conductivity	sigma	4.032e6[S...]	S/m	Basic	
Relative permittivity	epsilon_r	1	1	Basic	
Coefficient of thermal expansion	alpha	12.3e-6[1...]	1/K	Basic	
Murnaghan third-order elastic m...	l	-3.0e11[Pa]	N/m <sup>2</sup>	Murnaghan	
Murnaghan third-order elastic m...	m	-6.2e11[Pa]	N/m <sup>2</sup>	Murnaghan	
Murnaghan third-order elastic m...	n	-7.2e11[Pa]	N/m <sup>2</sup>	Murnaghan	

Rys.8. Dane zaczerpnięte z programu COMSOL Multiphysics, dla wybranego materiału (stal)

Material Contents					
Property	Name	Value	Unit	Property group	
✓ Young's modulus	E	22e9	Pa	Basic	
✓ Poisson's ratio	nu	0.35	1	Basic	
✓ Density	rho	1000	kg/m <sup>3</sup>	Basic	

Rys.9. Dane wprowadzone do programu dla materiału imitującego kość

## 4.2 Badane parametry

Siła przyłożona do układu wywołuje dwa efekty: naprężenia struktur oraz ich przemieszczenie. Bezpośrednio do takiej sytuacji odnosi się prawo Hooke'a, wiążące ze sobą odkształcenia występujące w danym materiale wraz z wywołującymi je naprężeniami.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

(gdzie:  $\sigma$  – to wartość zadanego naprężenia,  $E$  – moduł Younga materiału,  $\varepsilon$  – jego odkształcenie pod wpływem naprężenia).

Z tej zależności wywodzi się równanie Naviera, mające postać:

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F}$$

(gdzie  $\rho_s$  – gęstość materiału,

$\mathbf{u}$  – wektor przemieszczeń,  $\boldsymbol{\sigma}$  – tensor naprężeń,  $\mathbf{F}$  – wektor siły), mówiące o ruchu ciała stałego. Chcąc analizować reakcje materiału na obciążenia, uwzględnia się również stałe mechaniczne  $\mu$  oraz  $\lambda$ , zależne od rodzaju materiału.

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-\nu)}$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

Gdy uwzględni się powyższe stałe w równaniu dla materiału izotropowego w oparciu o prawo Hooke'a, uzyska się:

$$\boldsymbol{\sigma} = \lambda(\nabla \cdot \mathbf{u})\mathbf{I} + 2\mu\boldsymbol{\varepsilon}$$

( $\mathbf{I}$  – jest macierzą tożsamości,  $\delta$  deltą Kroneckera, a  $\boldsymbol{\varepsilon}$  – tensorem przemieszczenia). W związku z tym, równanie Naviera przedstawiające całkowitą energię potencjalną odkształcenia do przemieszczenia ma postać:

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = \mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mathbf{F}$$

Powyższe równania wykorzystuje się w matematycznej analizie ciał stałych poddanych wpływowi sile wywołującej naprężenia. Pozostając w metodach teoretycznych, lecz zwiększając stopień zaawansowania, do takich analiz można wykorzystać metodę elementów skończonych (MES, ang. finite element method). Opiera się ona podziale dziedziny na części oraz aproksymacji opisywanych jej funkcji. Równania tych funkcji są matematycznym modelem konkretnego procesu lub stanu układu fizycznego. Dany proces lub stan określany jest przy użyciu parametrów będących funkcjami położenia w czasie i przestrzeni.

## 5. Etapy badania

- 1) Program INVENTOR: stworzenie modelu stabilizatora w oparciu o dostępne komercyjne rozwiązania. W skład modelu weszły 4 śruby, szyna oraz 4 zaciski do połączeń śrub z szyną.
- 2) Pozyskanie modelu kości z obrazów medycznych (pobranie pliku w formacie .stl).
- 3) Program GOM Inspect: edycja powierzchni modelu kości; wygładzenie.
- 4) Program INVENTOR: połączenie stabilizatora i kości w jeden zespół.

- 5) program COMSOL Multiphysics: import modelu połączonego. Przeciążenie programu skutkowało brakiem możliwości wykonania jakichkolwiek operacji
- 6) program INVENTOR: stworzenie uproszczonego projektu: 4 krótkie pręty połączone z jednym długim prętem stabilizującym. Połączenie modelu z kością.
- 7) Program COMSOL Multiphysics:
  - Otwarcie programu i wybór typu symulacji:  
3D → Structural Mechanics → Solid Mechanics → Stationary.
  - Załadowanie wybranego pliku po kliknięciu funkcji „Import”.
  - Wygenerowanie siatki czworościanów funkcją „Mesh”.
  - Utwierdzenie długiego pręta stabilizującego:  
Solid mechanics → FixedConstraints → (kliknięcie wybranego obszaru).
  - Wybór materiału dla poszczególnych elementów:  
Add material → (wybór z zakładki „recent materials” stali dla stabilizatora oraz „bone” dla kości poprzez zaznaczenie odpowiednich elementów w oknie widokowym).
  - Przyłożenie siły:  
Solid mechanics → Boundary Load → (zaznaczenie wybranego obszaru – płaszczyzny na końcu bliższym kości piszczelowej).
  - Wybór kierunku i wartości siły:  
Force → Load type → Load defined as force per unit area → (W zakładce „Force → user defined” uzupełnienie wartości siły poszczególnych kierunkach:
 
$$F_y = 1200\text{N}$$

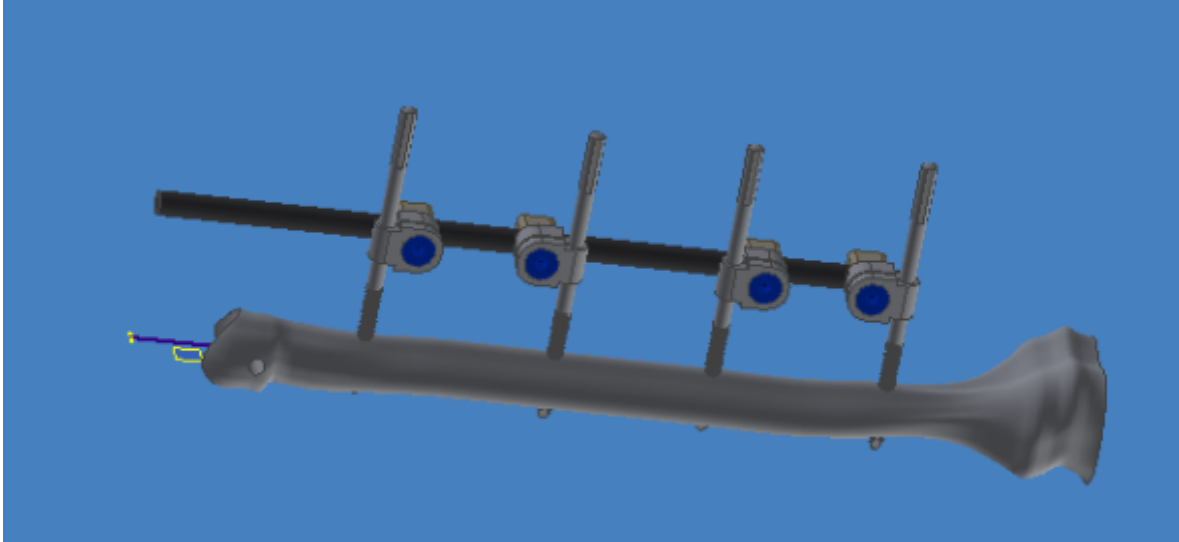
$$F_x = 0\text{N}$$

$$F_z = 0\text{N}.$$
  - Uruchomienie symulacji.

## 6. Badany model

### 6.1 Pierwotny model

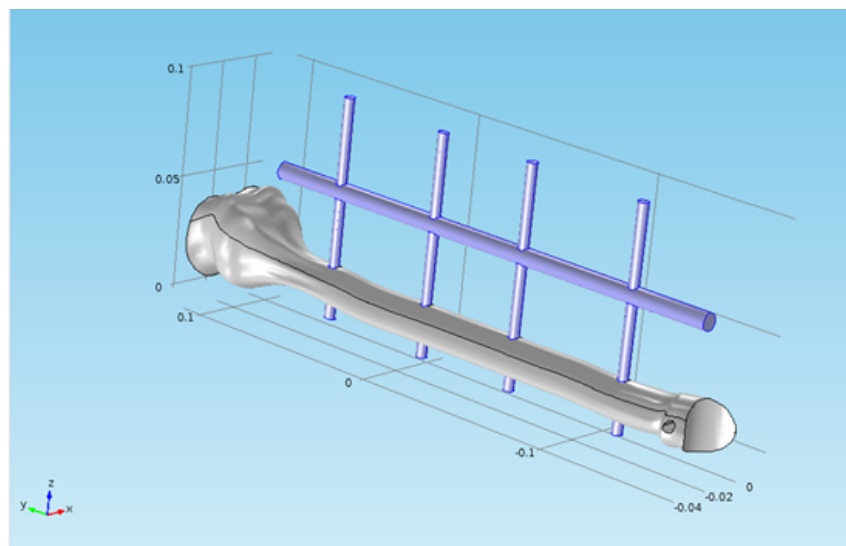
Model implantu powstał przy użyciu programu INVENTOR .



Rys.10. Widok na połączenie kość – stabilizator w programie INVENTOR

### 6.2 Model uproszczony poddany symulacji

Stworzenie uproszczonego modelu również wymagało użycia programu INVENTOR i było konieczne w celu umożliwienia analizy w programie COMSOL.



Rys.11. Widok na uproszczony zespół w programie COMSOL Multiphysics.

## 7. Analiza wytrzymałościowa

### 7.1 Kość piszczelowa

W pracy przyjęto następujące właściwości kości:

- Gęstość  $\rho=1000$  [kg/m<sup>3</sup>]
- Współczynnik Poissona 0,35
- Moduł Younga  $2*10^7$  [Pa]
- Pojemność cieplna  $C_p=1313$  [J/kg\*K]
- Przewodnictwo cieplne  $k=0,32$  [W/m\*K]

### 7.2 Stabilizator wykonany ze stali 316L

- Gęstość  $\rho=8000$  [kg/m<sup>3</sup>]
- Współczynnik Poissona 0,30
- Moduł Younga  $170*10^9$  [Pa]
- Pojemność cieplna  $C_p=500$  [J/kg\*K]
- Przewodnictwo cieplne  $k=15$  [W/m\*K]

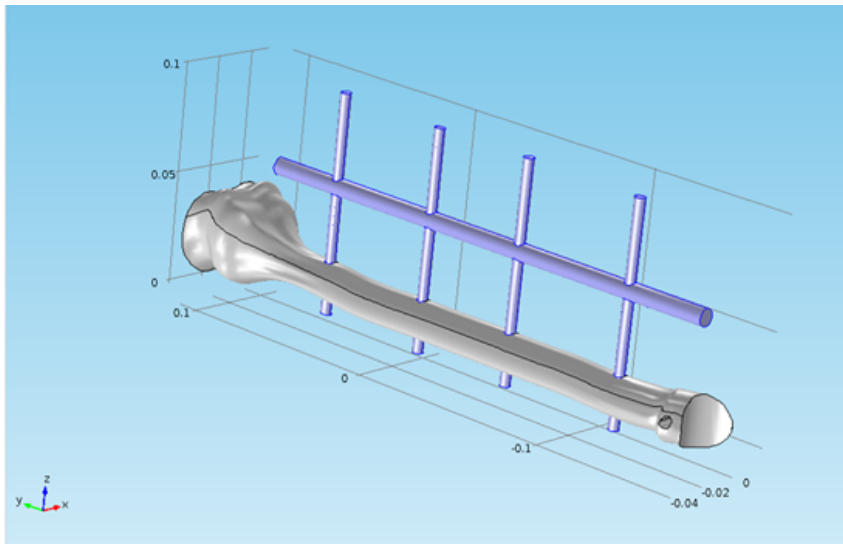
### 7.3 Wytyczne do analizy wytrzymałościowej

Na podstawie obliczeń uwzględniających masę pacjenta, przyspieszenie ziemskie oraz współczynnik krytyczny, przyjęte zostało obciążenie 12000 [N] działające wzdłuż osi długiej kości.

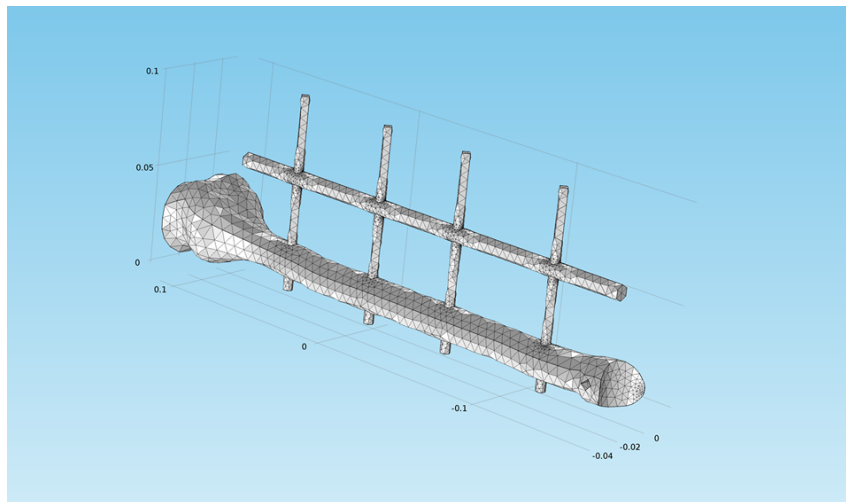
$$100 \text{ [kg]} * 9,81 \text{ [m/s}^2\text{]} * 1,2 = 1177,2 \text{ [N]}$$

### 7.4 Analiza wytrzymałościowa

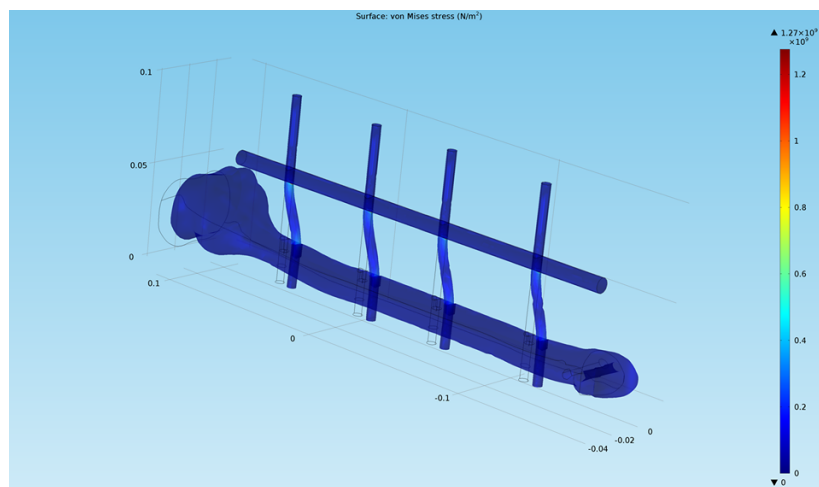
Analizę przeprowadzono w programie COMSOL Multiphysics. Ze względu na ograniczoną moc obliczeniową do analizy przyjęto uproszczony model stabilizatora oraz kości piszczelowej.



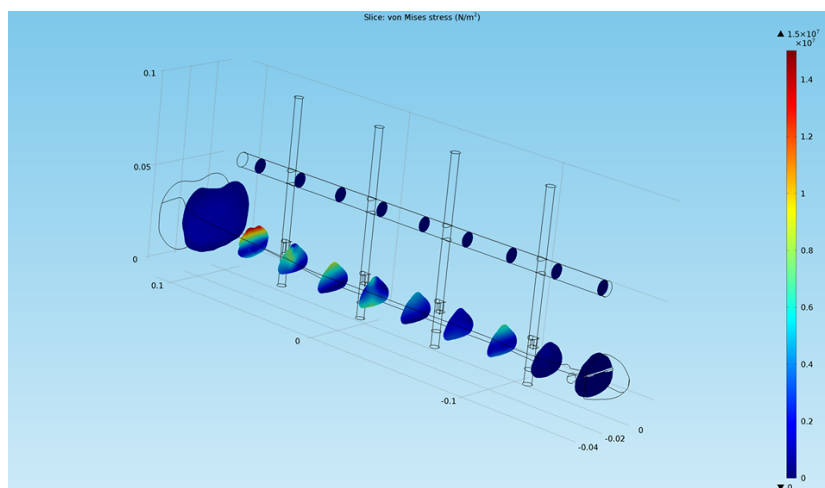
Rys.12. Wizualizacja modelu



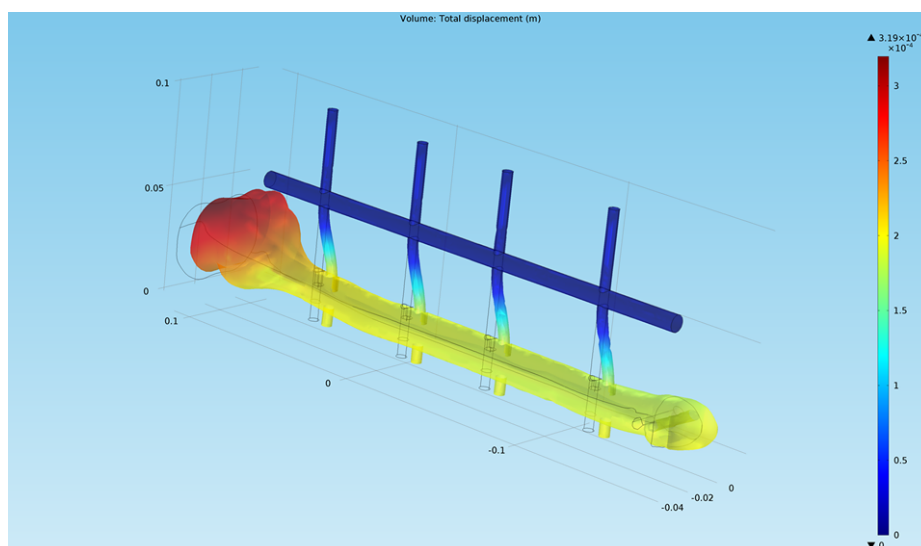
Rys.13. Siatka uproszczonego modelu



Rys.14. Rozkład naprężeń



Rys.15. Rozkład naprężeń, tryb Slice



Rys.16. Wizualizacja odkształceń

Przeprowadzona analiza wykazała występowanie naprężeń na poziomie 1,27 [GPa] oraz maksymalne odkształcenie wynoszące 0,39 [mm]. Materiał z którego wykonano stabilizator jest zdolny do przenoszenia naprężeń do 170 [GPa], a więc wynik uzyskany w przebiegu analizy 1,27 [GPa] nie stanowi zagrożenia dla zaprojektowanej konstrukcji. Przemieszczenie 0,39 [mm] również jest akceptowalne.



## 8. Podsumowanie

Wykorzystany w pracy program COMSOL Multiphysics oferuje wiele wariantów przeprowadzania symulacji; analiza naprężeń, odkształceń, wyboczeń, częstotliwości drgań, elektromagnetyzmu, właściwości przepływów ciepła i inne, co czyni go praktycznym w badaniach z zakresu biomechaniki i medycyny.

Początkowo wprowadzany model stabilizatora był niemożliwy do analizy w programie; ze względu na zbyt wysoką ilość elementów składowych, koniecznym było wprowadzenie modelu uproszczonego.

Podział modelu na dwa materiały o różnych właściwościach wytrzymałościowych umożliwił symulację analogiczną do zachowania naturalnego układu kość – stabilizator. Z rysunku nr 16 widać, iż pod wpływem przyłożonej siły, największemu przemieszczeniu uległa głowa kości, do której siła była bezpośrednio przyłożona; wartość przemieszczenia zmniejsza się w sposób gradientowy i dla trzonu kości jest już mniejsza. Wartość przemieszczenia zmienia się, malejąc w minimalnym stopniu w kierunku drugiej głowy kości. Dla stabilizatora przemieszczenia występują w poprzecznych prętach, które zostały wmontowane w kość. Wynika to z tego, że są one zamocowane w kości, która podlega obciążeniu. Pozostała część stabilizatora nie ulega przemieszczeniu: długi pręt stabilizujący został potraktowany jako nieruchomy, ponieważ nie jest utwierdzony na żadnym z końców. Najwyższe wartości przemieszczenia w tym modelu mają wysokość rzędu ułamków milimetra, dlatego zostały uznane za akceptowalne.

Wizualizacja naprężeń na rysunku nr 14 oraz 15 miała za zadanie wskazać newralgiczne punkty konstrukcji, które byłyby najbardziej podatne na zniszczenie. Różnicę naprężeń widać jednak bardzo niewyraźnie: zdecydowanie większa część konstrukcji wykazuje wartości naprężeń równe lub bliskie zero. Jedynym wyjątkiem są głównie okolice miejsc połączenia poprzecznych prętów z kością oraz z długim prętem stabilizującym, jednak nawet tam wartości naprężeń są niewielkie. Porównując rezultaty działania siły na poszczególne poprzeczne pręty (Rys. 15) widać, iż największe naprężenia występują od strony przyłożenia siły – jedyny czerwony obszar to podstawa głowy kości, która w tej sytuacji jest ściskana przez siłę. W miarę oddalania się od tego miejsca, naprężenia maleją do zera.

Przyjęte warunki symulacji miały za zadanie określić wynik skrajnego obciążenia modelu. Dlatego została użyta maksymalna masa pacjenta 100kg oraz współczynnik

krytyczny gwarantujący duży margines bezpieczeństwa i równy 1,2, aby symulować naprężenia działające na kość przy silnym obciążeniu, np. podczas stania na leczzonej nodze lub w sytuacji upadku po skoku. Takie warunki oczywiście nie wystąpią nigdy w rzeczywistości, ponieważ pacjenci po operacji zachowują minimum aktywności fizycznej i najczęściej przebywają leczenie w pozycji leżącej. Ewentualne obciążenie kończyny może wystąpić np. podczas oparcia jej o ziemię przy wstawaniu z łóżka lub podczas niedalekich przejść pacjenta z jednego miejsca w inne. W takich rzeczywistych sytuacjach obciążenia zadawane kości są wiele rzędów mniejsze oraz rozkładają się w różnych kierunkach, nie tylko osiowo w dół.

Wobec powyższego pojawiające się podczas symulacji przemieszczenia oraz naprężenia nie stanowią realnego zagrożenia w użytkowaniu projektowanego stabilizatora. Można również wnioskować prawidłowość dobranego materiału, ze względu na jego zdolności do przenoszenia obciążeń, oraz skuteczność zaprojektowanej geometrii stabilizatora, która gwarantuje odporność na złamania nawet pod wpływem dużych obciążeń. Pomimo zastosowania uproszczonego modelu podczas symulacji możemy wnioskować o bezpieczeństwo zastosowania również głównego projektu, ponieważ zawiera on dodatkowe mocowania w miejscach połączeń prętów.

## 9. Bibliografia

Leda H., *Materiały w budowie maszyn i aplikacjach medycznych*, Poznań 2008

Polak S., *Modelowanie i analiza właściwości mechanicznych kości*, praca inżynierska, Poznań 2014

Sobotta J., opracowanie polskie Jędrzejewski K., Sebastian M., Pająk M., Woźniak W., *Atlas anatomii człowieka Sobotta*, 2012

[www.stalenierdzewne.pl](http://www.stalenierdzewne.pl)

<http://www.rafalski.go3.pl/oferta.html?c=28>

Zielnica J.: „Wytrzymałość materiałów”, Wyd. Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001