

MODELOWANIE I SYMULACJA ZAGADNIENÍ
BIOMEDYCZNYCH- PROJEKT



**PORÓWNANIE MATERIAŁÓW
STOSOWANYCH DO
STABILIZACJI WEWNĘTRZNEJ
KOŚCI UDOWEJ**

Izabela Nowakowska

Aleksandra Kubiak

Inżynieria Biomedyczna

Semestr VI, Grupa: PR1

Prowadzący: dr hab. inż. Tomasz Stręk prof. PP

Poznań 2016

Spis treści

1. Cel projektu	3
2. MES.....	3
3. Opis mechaniczny	4
4. Budowa kości	5
5. Budowa anatomiczna kości udowej	7
6. Stabilizacja wewnętrzna	8
7. Przykład stabilizacji wewnętrznej	8
8. Stosowane materiały.....	12
9. Opis modelu	14
10. Analiza przeprowadzona w programie	14
11. Podsumowanie.....	18
12. Bibliografia.....	19

1. Cel projektu

Celem projektu jest dokonanie analizy wytrzymałościowej stabilizatora wewnętrznego stosowanego przy złamaniach kości udowej za pomocą programu COMSOL Multiphysics. Badany element został obciążony siłą porównywalną z obciążeniem kości udowej w trakcie chodu pacjenta a na podstawie otrzymanych wyników zostały porównane materiały stosowane na tego typu rozwiązania.

2. MES

Metoda Elementów Skończonych MES (ang. finite element method - FEM) jest to typ zaawansowanej metody rozwiązywania układów równań różniczkowych, podstawą jej wyznaczenia jest podział dziedziny (tzw. dyskretyzacja) na skończone elementy, w przypadku których rozwiązanie jest przybliżone przez dane funkcje. [1]

Sformułowanie MES dla pewnego typu problemów składa się z dwóch elementów:

- równania całkowitego związanego z RRC,
- definicji z jakich funkcji konstruowane będzie rozwiązanie przybliżone.

Każde zadanie MES określane jest dla pewnego fizycznego obiektu lub grupy obiektów zajmujących miejsce w przestrzeni. To zajmowane miejsce, czyli obszar w którym zdefiniowane są RRC nazywane jest obszarem obliczeniowym. Każdy taki obszar jest skończony, a więc posiada brzeg. Elementem modelu matematycznego zjawiska, oprócz RRC, które określają zachowanie funkcji niewiadomych wewnątrz obszaru obliczeniowego, są także dodatkowe równania określające zachowanie funkcji niewiadomych na brzegu (warunki brzegowe). Także te równania ujmowane są w sformułowaniu MES. Istotą metody elementów skończonych jest sposób aproksymacji RRC polegający na podziale obszaru obliczeniowego na małe podobszary o prostych kształtach, zwane elementami skończonymi oraz specjalny sposób konstruowania funkcji aproksymujących opierających się na funkcjach zdefiniowanych w elementach skończonych. MES jako jedna z niewielu metod potrafi modelować zjawiska w skomplikowanych obszarach obliczeniowych, co stanowi jedną z jej podstawowych zalet w zastosowaniach praktycznych.

W elementach skończonych definiuje się proste funkcje, najczęściej funkcje liniowe lub wielomiany niskiego stopnia, zwane funkcjami kształtu. Elementem sformułowania MES jest określenie w jaki sposób z funkcji kształtu konstruuje się funkcje aproksymujące rozwiązanie.

Rozwiązanie zadania za pomocą MES sprowadza się do rozwiązania najczęściej wielkiego, rzadkiego układu równań liniowych. To właśnie ten fakt, że macierz układu równań liniowych w MES jest tak rzadka powoduje, że MES jest atrakcyjny z obliczeniowego punktu widzenia. [1]

Stosowanie tej metody jest bardzo rozpowszechnione, ponieważ pozwala ona w laboratoryjnych warunkach, za pomocą komputera zbadać wytrzymałość konstrukcji, przeprowadzić symulacje odkształceń, naprężeń lub dokonać analizy przepływu cieczy czy ciepła. Pozwala pominąć kosztowny etap budowania prototypu konstrukcji, co przekłada się na korzyści finansowe oraz czasowe całego procesu projektowania. Z wyżej wymienionych zalet wyłania się spora wada, o której należy pamiętać, otóż, że wynik końcowy jest uzależniony od mocy obliczeniowej komputera. Może to wprowadzić dużo błędów, które przełożą się na końcowy wynik rozwiązania.

3. Opis mechaniczny

Wytrzymałość jest to określenie opisujące ogół konkretnych naprężeń (rozciągających, ścinających, ściskających, skręcających, zginających) działających na materiał, podczas których nie nastąpi trwałe zniszczenie uniemożliwiające dalszą, bezpieczną eksploatację. [2]

Moduł Younga jest to wielkość określająca sprężystość materiału. Wyraża ona, charakterystyczną dla danego materiału, zależność względnego odkształcenia liniowego ε materiału od naprężenia σ , jakie w nim występuje w zakresie odkształceń sprężystych. [2]

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

Moduł Kirchhoffa jest to współczynnik uzależniający odkształcenie postaciowe materiału od naprężenia, jakie w nim występuje. [2]

$$G = \frac{\tau}{\gamma}$$

gdzie:

τ - naprężenia ścinające

γ - odkształcenie postaciowe

Współczynnik Poissona jest to stosunek odkształcenia poprzecznego do odkształcenia podłużnego przy osiowym stanie na prężenia. Jest wielkością bezwymiarową, nie określa sprężystości materiału, a jedynie sposób, w jaki się on odkształca. [2]

$$\nu = \frac{\varepsilon_{pop}}{\varepsilon_{pod}}$$

Wytrzymałość na rozciąganie to naprężenie odpowiadające największej sile rozciągającej uzyskanej w czasie statycznej próby rozciągania, odniesionej do pierwotnego przekroju poprzecznego tej próbki. [2]

$$R_m = \frac{F_m}{S_0}$$

gdzie:

F_m - największa siła rozciągająca niepowodująca przewężenia próbki

S_0 - pole przekroju poprzecznego roboczej części nieobciążonej próbki

Granica plastyczności to wartość naprężenia, przy którym zaczynają powstawać nieodwracalne mikroskopijne odkształcenia plastyczne we wszystkich ziarnach lub naprężenie w którym występuje płynięcie metalu pod wpływem stałego obciążenia. Granica plastyczności jest często powiązana z wytrzymałością materiału. [2]

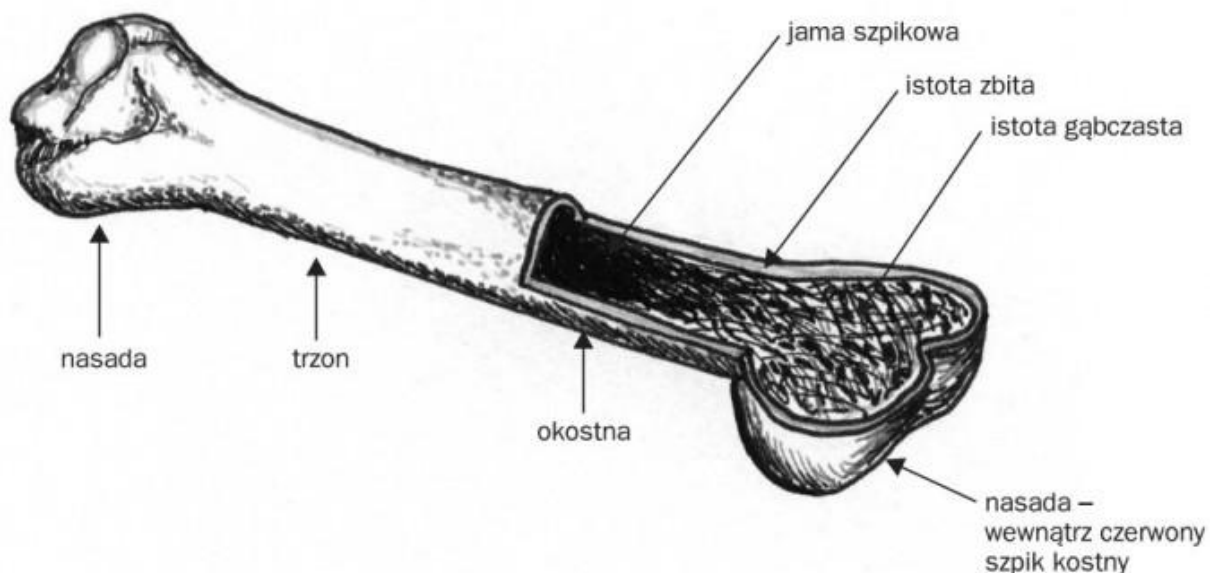
4. Budowa kości

Kość, stanowiąca narząd budujący układ kostny, złożona jest z wielu różnych tkanek. Każda kość pokryta jest okostną, a powierzchnie kości przylegające do siebie w obrębie stawu pokrywa chrząstka stawowa. Okostna jest silnie unaczyniona i unerwiona. Zawiera komórki kościotwórcze, które odgrywają kluczową rolę w procesie wzrastania kości oraz jej regeneracji po złamaniu. Natomiast chrząstka stawowa chroni przed ścieraniem się kości oraz zapobiega tarcia. Wnętrze trzonu kości wypełnia jama szpikowa, w której znajduje się szpik kostny. Kość zbudowana jest z dwóch rodzajów tkanek: tkanki kostnej zbitej oraz gąbczastej. [4]

Tkanka kostna zbita zbudowana jest z blaszek kostnych, które układają się koncentrycznie wokół kanałów naczyniowych tworząc osteony (systemy Haversa). Osteon jest podstawową jednostką architektoniczną kości zbitej. W jego składzie możemy wyróżnić centralnie położony kanał osteonu (kanał Haversa), w którym znajdują się naczynia

krwionośne i nerwy oraz 9-15 koncentrycznie ułożonych wokół niego blaszek osteonu. W poprzek kości zbitej biegną kanały Volkmanna, w których znajdują się odgałęzienia naczyń krwionośnych poszczególnych osteonów. Na granicy sąsiednich blaszek kostnych znajdują się jamki kostne wypełnione osteocytami, których wypustki przebiegają w kanalikach przenikających blaszki kostne. Kość zbita stanowi około 80% masy całego szkieletu, występuje m.in. w trzonach kości długich, jak również stanowi zewnętrzną warstwę kości płaskich. Tkanka ta ze względu na swoją strukturę i mocne zwapnienie determinuje w dużej mierze wytrzymałość szkieletu na urazy mechaniczne. [3]

Tkanka kostna gąbczasta w odróżnieniu od zbitej, ma luźną strukturę. Zbudowana jest z beleczek kostnych utworzonych przez równoległe ułożone blaszki kostne i osteocyty. Belecзки kostne zajmują tylko 15-25% jej objętości, zaś pozostałą wolną przestrzeń wypełnia szpik kostny. Specyficzna struktura kości gąbczastej, w której belecзки kostne układają się na kształt kratownicy, pozwala na wytrzymanie znacznych obciążeń mechanicznych, którym poddawana jest kość. Kość gąbczasta stanowi 20% masy całego szkieletu, znajduje się w przynasadowych częściach kości długich, trzonach kręgów, w kościach miednicy i innych, dużych kościach płaskich. [3]



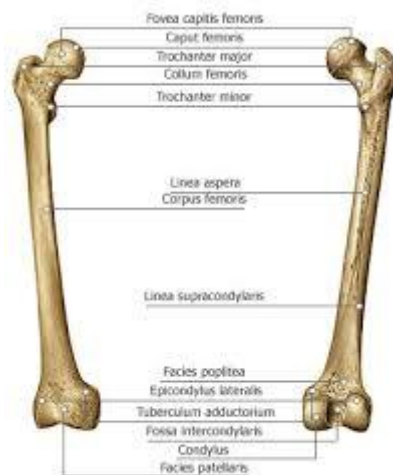
Przekrój przez kość długą

Rys. 1. Przekrój przez kość [3]

5. Budowa anatomiczna kości udowej

Kość udowa należy do kości kończyny dolnej i jest najdłuższą oraz najmocniejszą kością w całym szkielecie człowieka. Posiada trzy podstawowe elementy takie jak: trzon, koniec bliższy i koniec dalszy.

W części bliższej (górnej) kości w panewce stawu biodrowego znajduje się kulista głowa, na szczycie której znajduje się dołek głowy kości udowej z przyczepem więzadła głowy kości udowej. Trzon kości udowej jest nachylony pod kątem 126° w stosunku do szyjki kości udowej. Pomiedzy nimi znajdują się zgrubienia będące miejscem przyczepu mięśni uda. Z tyłu pod krętarzem większym znajduje się wyniosłość zwana guzowatością pośladkową, poniżej krętarza mniejszego jest kresa grzebieniowa. Wzdłuż trzonu na tylnej powierzchni kości udowej biegnie kresa chropawa z wargą przyśrodkową i boczną, stykającymi się w części środkowej trzonu i rozdzielającymi się ku dołowi w kresy nadkłykciową przyśrodkową i boczną, które tworzą trójkątne pole - powierzchnię podkolanową. Koniec dalszy tworzą kłykiec przyśrodkowy i kłykiec boczny połączone od strony przedniej powierzchnią rzepkową, między którymi jest dół międzykłykciowy. Kłykiec przyśrodkowy, kłykiec boczny i powierzchnia rzepkowa pokryte są chrząstką szklaną. Kłykiec przyśrodkowy i kłykiec boczny z tyłu łączy kresa międzykłykciowa, na ich powierzchniach bocznych są wyniosłości – nadkłykciany: przyśrodkowy i boczny. Na nadkłykciu przyśrodkowym znajduje się wyniosłość – guzek przywodzicieli. [3], [4]



Rys. 2. Budowa kości udowej [5]

6. Stabilizacja wewnętrzna

Zespolenie operacyjne złamań kości metodami osteosyntezy wewnętrznej jest jedną z powszechnie stosowanych metod w leczeniu złamań kości. Do stabilizacji można wykorzystywać:

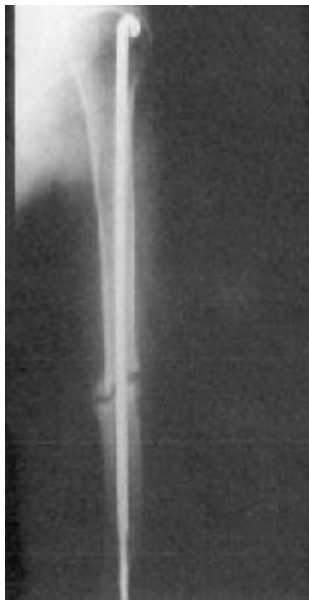
- druty, pręty, gwoździe,
- śruby, wkręty,
- płytki,
- zespolenia mieszane
- zespolenie śródszpikowe

Metoda ta zapewnia skuteczną stabilizację złamania do czasu uzyskania zrostu kostnego. Poprzez operacyjny dostęp do szczeliny złamania pozwala na stabilne nastawienie i zespolenie odłamów kostnych, co w rezultacie prowadzi do przyspieszenia procesu zrastania. W stabilizacji z wykorzystaniem płytek umożliwia się również rozpoczęcie szybkiej rehabilitacji ruchowej złamanej kończyny, często w pierwszej dobie po zabiegu. Wewnętrzna stabilizacja w większości przypadków eliminuje potrzebę stosowania opatrunku gipsowego, co zmniejsza ryzyko powikłań zakrzepowo-zatorowych i krążeniowo-oddechowych. Należy wiedzieć, że zespolenie złamania kości metodami osteosyntezy wewnętrznej może być w zależności od rodzaju złamania zabiegiem trudnym i długotrwałym, połączonym z utratą krwi i obciążającym zdrowie operowanego. Jest to inwazyjna metoda wymagająca uszkodzenia tkanek miękkich podczas zabiegu, zatem może pojawić się ryzyko uszkodzenia mięśni, naczyń krwionośnych i nerwów w okolicy złamania. [6]

7. Przykład stabilizacji wewnętrznej

Stabilizacja śródszpikowa jest to jedna z metod wewnętrznej stabilizacji złamania kości, polegająca na umieszczeniu elementu stabilizującego w kanale szpikowym. Możemy podzielić dostępne modele na elastyczne (czopy Rush'a, gwoździe Ender'a, druty Kirshner'a, gwoździe Marchetti- Vicenzi) oraz sztywne (gwoździe śródszpikowe, śruby Shanz'a, czopy Steinmann'a, pręty śródszpikowe Albizzia, gwoździe dynamiczne). [7]

Czopy Rush'a:

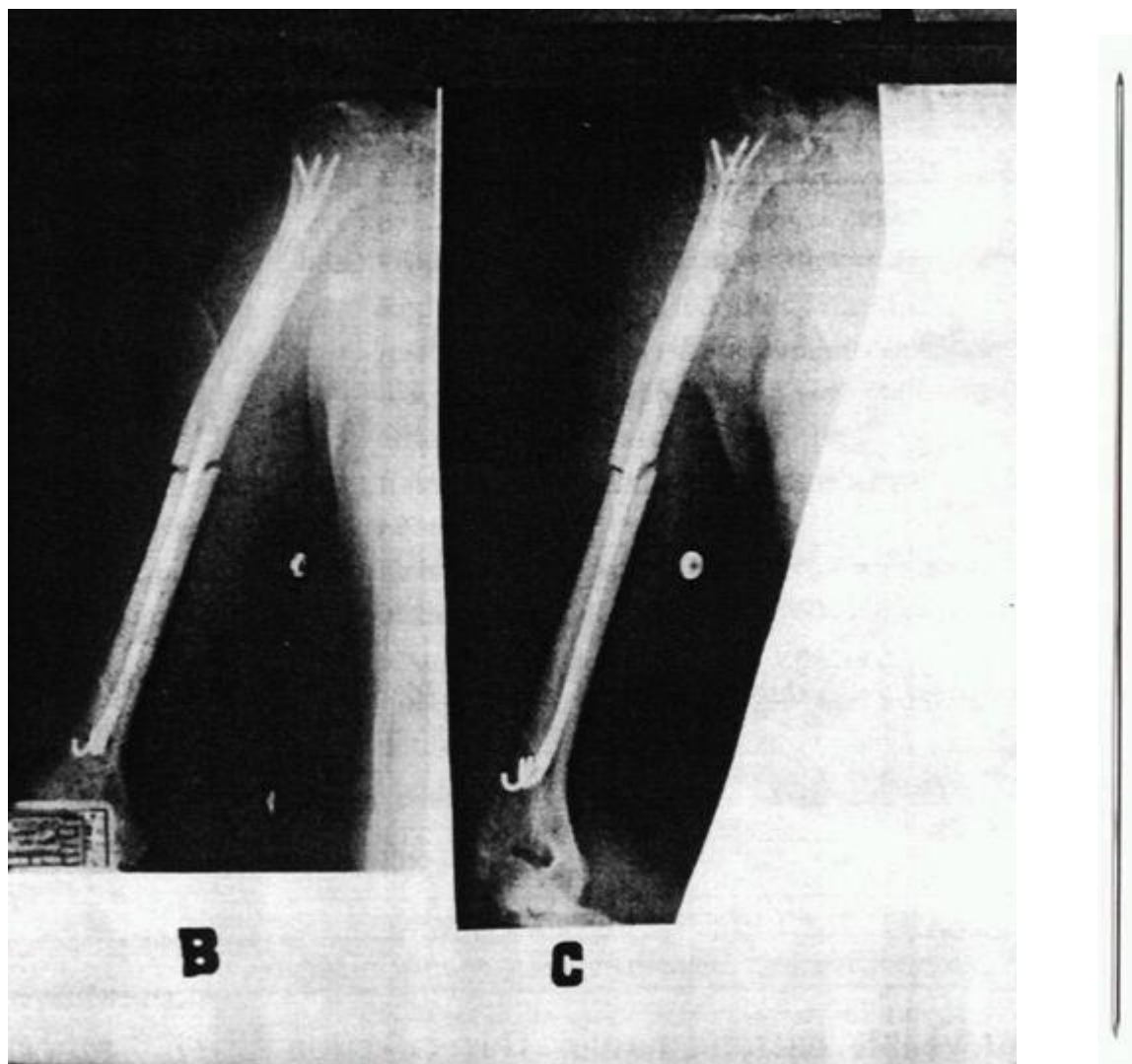


Zakrzywiony koniec umożliwia unieruchomienie. Są stosowane pojedynczo.

Gwoździe Ender'a



Druty Kirshner'a:



Gwoździe Marchetti-Vicenzi:

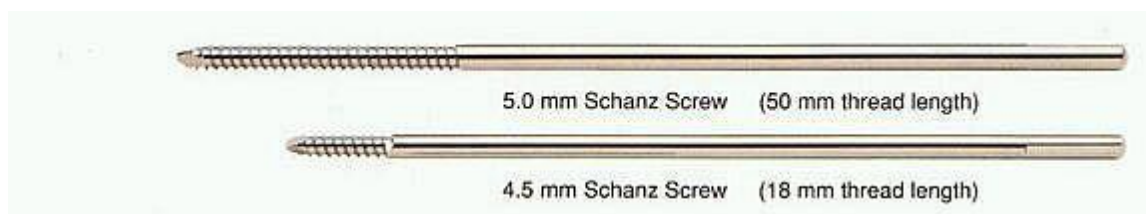


W tym modelu pęczek sprężystych prętów jest osadzony w uchwycie.

Gwoździe śródszpikowe:

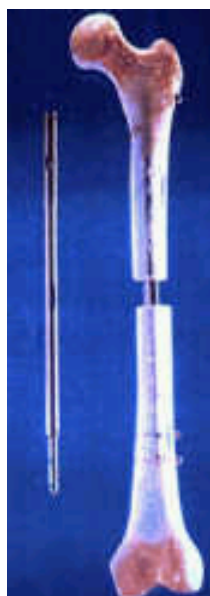


Śruby Shanz'a:



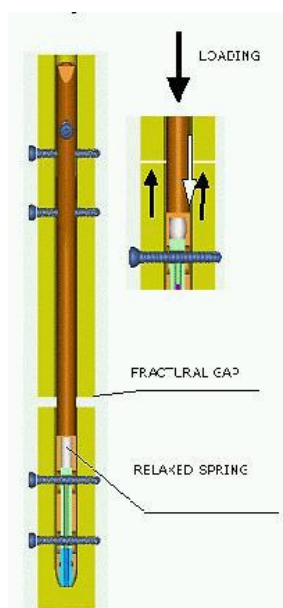
Pręty Albizzia:

Umożliwiają regenerację długości kończyny. Pręty tworzą teleskopowe, ślizgające się po sobie rurki połączone mechanizmem zapadkowym.



Umożliwiają wykonywanie osiowych mikroruchów odłamów kostnych poprzez silikonowy element sprężysty.

Gwoździe dynamiczne:



8. Stosowane materiały

Materiały, które wykorzystuje się na tego typu wszczepy ze względu na to, że mają bezpośredni kontakt z ludzkimi tkankami oraz są implantowane na dłuższy czas muszą być wykonane z najwyższej jakości materiałów, cechujących się wysoką biokompatybilnością.

Najtańszym materiałem stosowanym na tego typu wszczepy są stale nierdzewne, najpopularniejsza odmiana to stal 316L skład chemiczny stali powinien zagwarantować jednofazową i paramagnetyczną strukturę austenityczną, dobre własności mechaniczne oraz odpowiednią odporność korozyjną. Stal tego typu powinna charakteryzować się drobnoziarnistą strukturą i niskim poziomem wtrąceń niemetalicznych. Zapewnia to dobrą wytrzymałość i ciągliwość stali, a także zmniejsza prawdopodobieństwo występowania pęknięć. Skład chemiczny powinien być tak dobrany aby nie powstała faza ferromagnetyczna (martenzyt lub ferryt). [8]

Tab. 1. Skład chemiczny stali 316L (X2CrNiMo17 – 13) według normy PN – 86020

Stężenie pierwiastków % masowy							
C	Cr	Ni	Mo	Mn	Si	P	S
<0,03	16,0÷18,0	12,0÷15,0	2÷2,5	<2,0	0,8	<0,045	<0,03

Kolejną grupą metali są stopy na osnowie kobaltu charakteryzujące się dobrymi własnościami mechanicznymi i dobrą biotolerancją, wynikającą z występowania na ich powierzchni warstewki pasywnej. Warstewkę tę tworzy głównie tlenek chromu, który powstaje w sposób samorzutny. Do podstawowych dodatków stopowych zalicza się: chrom 18%÷30%, molibden 2,5%÷9,0% i nikiel 15%÷37%. Pozostałe pierwiastki to: W, C, Fe, Mn, Si i Ti. Stopy na osnowie kobaltu dzięki zawartości chromu i molibdenu posiadają wysoką odporność na korozję, zarówno w temperaturach normalnych jak i podwyższonych. Pierwiastki te zwiększają odporność na działanie kwasów, zapewniają dobrą odporność na korozję szczelinową i wżerową w środowisku kwaśnym i neutralnym, oraz wysoką odporność na działanie korozji naprężeniowej i zmęczeniowej. Odporność korozyjna i własności mechaniczne tych materiałów ściśle zależą od technologii wytwarzania. Z tego względu biomateriały te dzielimy na odlewnicze i przerabiane plastycznie. [8]

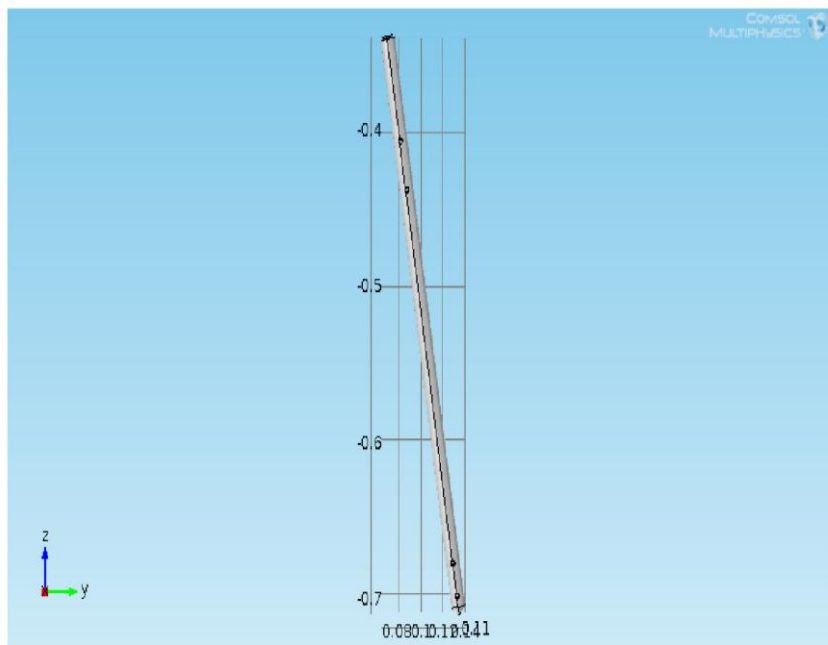
Niezaprzeczalnym liderem wśród biomateriałów jest jednak tytan, który wraz ze swoimi stopami stanowi obecnie najlepsze tworzywo na różnego rodzaju implanty. Posiada on dobre własności mechaniczne, oraz bardzo dobrą odpornością korozyjną i biokompatybilność. W porównaniu do stali austenitycznych i stopów kobaltu posiada najniższy ciężar właściwy i moduł Younga. Bardzo dobra biotolerancja tytanu w środowisku żywego organizmu powoduje występowanie procesu osteointegracji (zrostu tkanki kostnej z powierzchnią tytanową implantu). Pierwiastek ten posiada duże powinowactwo do tlenu dzięki czemu na jego powierzchni łatwo tworzy się warstewka pasywna TiO₂, zabezpieczająca przed korozją. 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 tabeli 2. [8]

Tab. 2. Skład chemiczny stopu tytanu Ti6Al4V według normy ISO 5832/3.

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

9. Opis modelu

Analizie poddano stabilizator wewnętrzny w kształcie podłużnego pręta o przekroju kołowym. Model został stworzony w programie Autodesk Inventor na podstawie modelu kości udowej z 3DSlicera, a jego wymiary wynoszą następująco: średnica pręta: 14,444 mm, długość pręta: 378,625 mm oraz średnica otworów: 3,748 mm. Na końcach badanego elementu znajdują się wspomniane cztery otwory na śruby samogwintujące a do przeprowadzenia obliczeń stabilizator został na końcu odpowiednio utwierdzony.

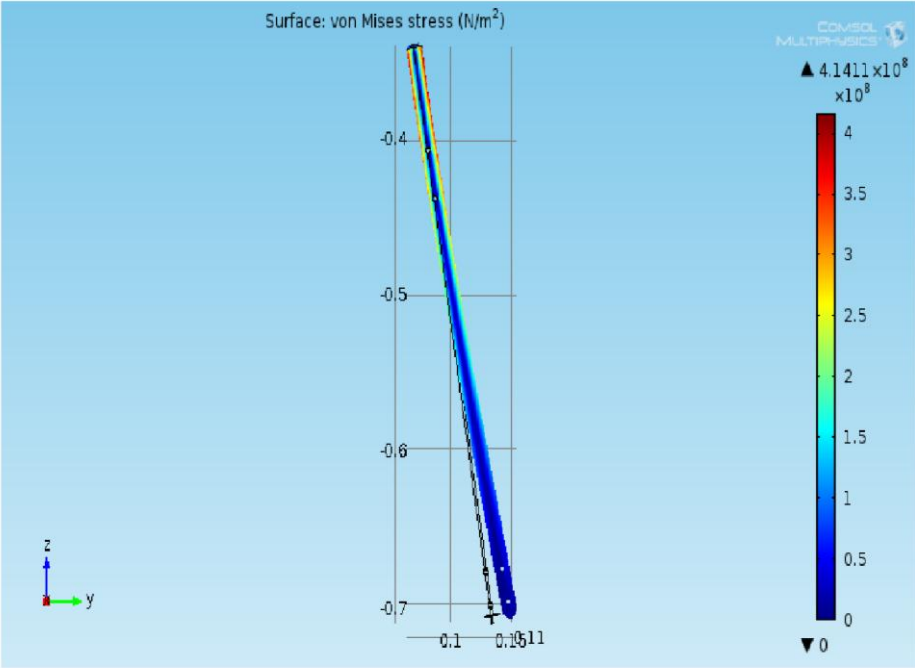
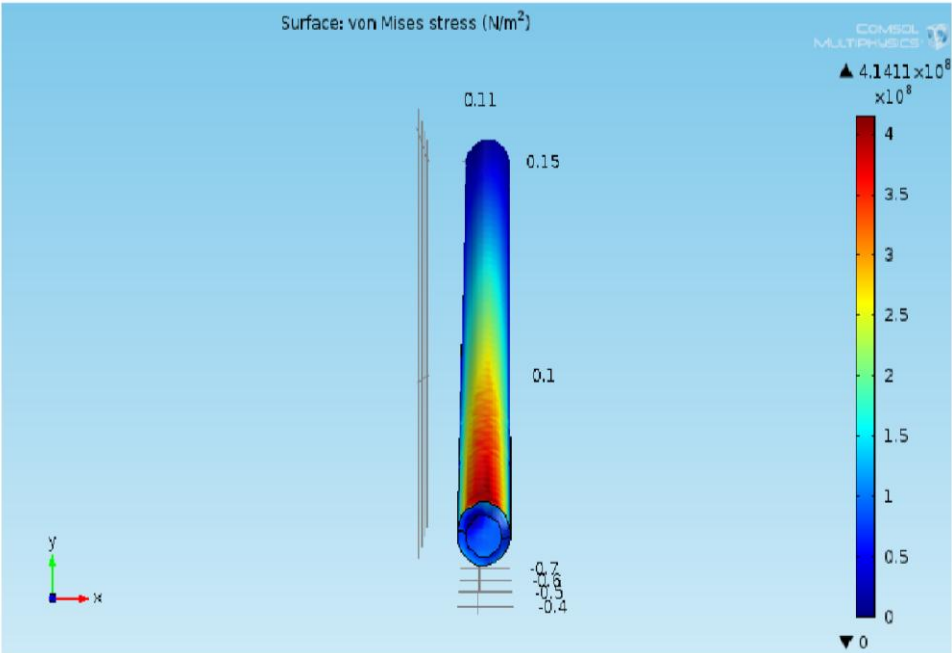


Rys. 3. Model stabilizatora wewnętrznego [rys. własny]

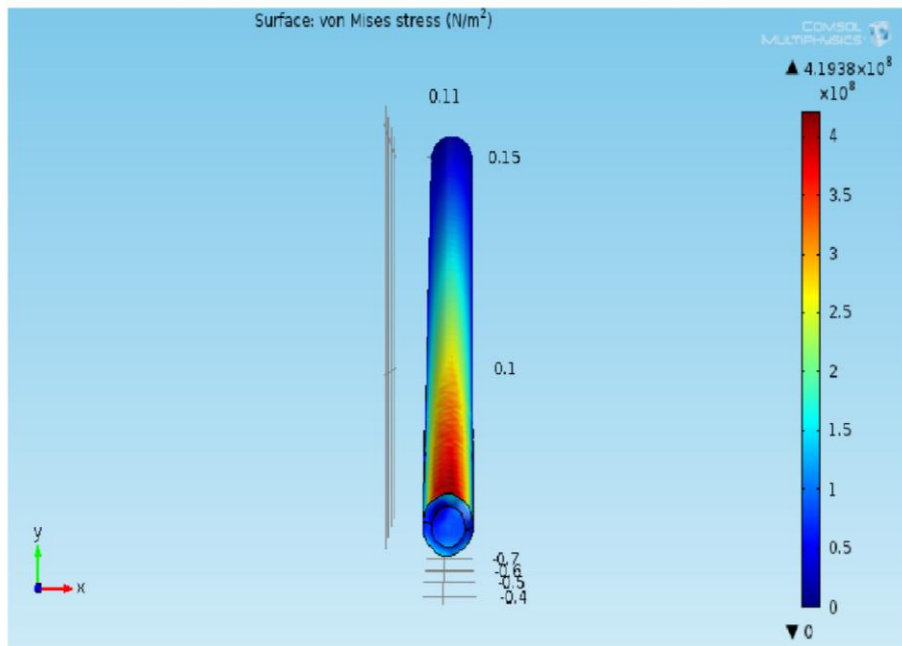
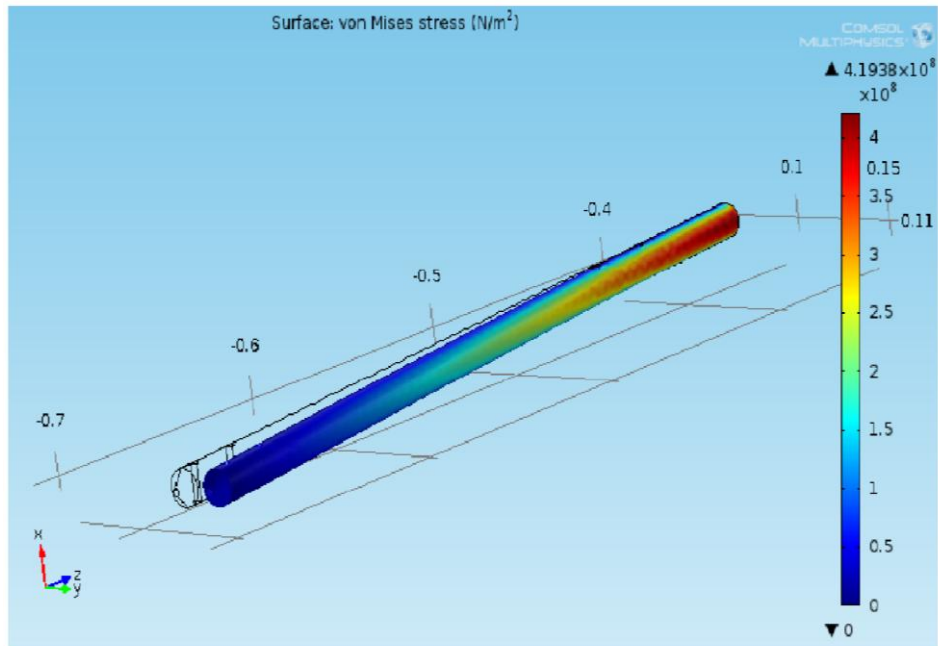
10. Analiza przeprowadzona w programie

Badany stabilizator został poddany działaniu siły normalnej, która miała symulować obciążenie występujące podczas chodu pacjenta. Siła o wartości 1000 N została przyłożona do podstaw pręta po przeciwnej stronie utwierdzenia. Symulacja została przeprowadzona dla wybranych trzech materiałów, które najczęściej znajdują zastosowanie w tego typu rozwiązaniach m.in. dla stali austenitycznej 316L, stopu tytanu Ti-6Al-4V oraz stopu kobaltu Co-Cr-Mo.

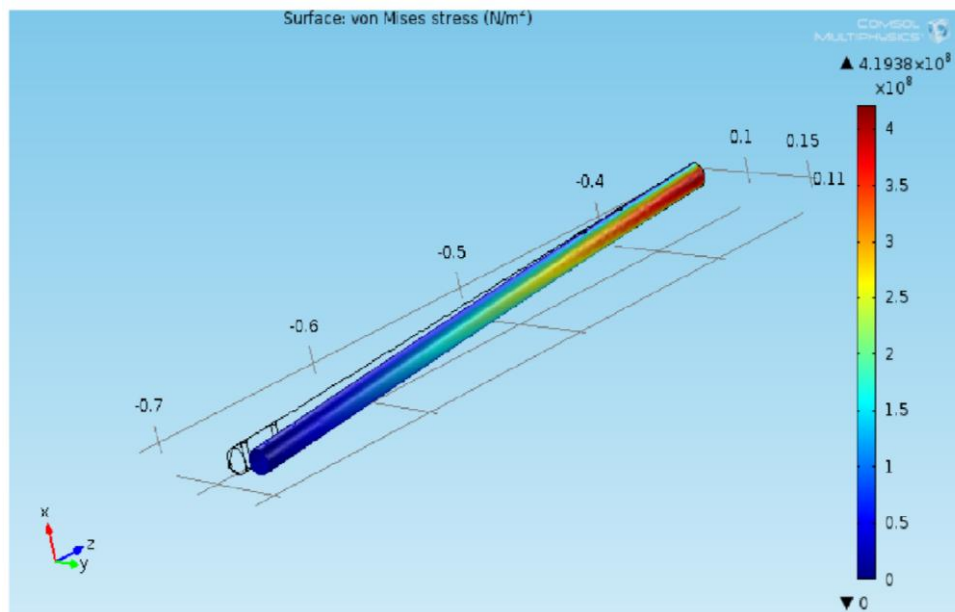
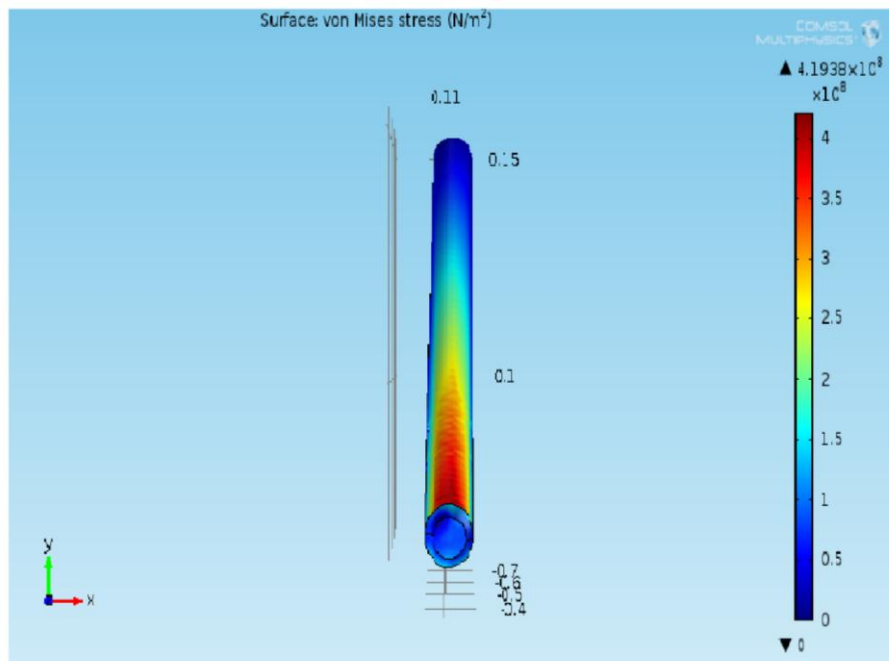
Poniżej znajduje się rozkład naprężeń dla pierwszego materiału, tj. stopu tytanu Ti-6Al-4V.



Następnie zbadany został pręt ze stali 316L.



Na sam koniec analizie został poddany pręt wykonany z stopu kobaltu Co-Cr-Mo.



Powstałe naprężenia i odkształcenia są stosunkowo wysokie, jednakże w większości nie przekraczają własności wytrzymałościowych danych materiałów. Bowiem granice plastyczności wynoszą odpowiednio dla stali 316L 200 MPa, dla stopu tytanu jest to wartość rzędu 600 MPa a dla kobaltu jest to wartość 450 MPa. Symulacja wykazała w większości naprężenia rzędu 50 MPa, a w górnej części oscylowała około wartość 350 MPa. Dla wszystkich materiałów rozkład naprężeń przedstawiał się w podobny sposób. Wartość

obliczonych naprężeń jest bardzo zawyżona w porównaniu z wartościami teoretycznymi a wpływ na uzyskane wyniki mógł mieć stworzony model. Próbowano również zbadać zachowanie się stabilizatora w odpowiedzi na przyłożoną siłę zginającą, jednakże z powodu modelu nie było możliwe przeprowadzenie takiej symulacji.

11. Podsumowanie

W niniejszej pracy przedstawiono przegląd przez materiały stosowane do stabilizacji wewnętrznej w kończynie dolnej - kość udowa - układu ruchu człowieka. Głównym celem było dokonanie analizy wytrzymałościowej stabilizatora, który jest implementowany pacjentom przy złamaniu kości udowej. Stabilizator, który został poddany badaniu miał kształt podłużnego pręta o przekroju kołowym. Jego średnica wynosiła 14,444 mm, długość 378,625 mm, natomiast średnica otworów na śruby samogwintujące 3,748 mm. Symulacja w programie COMSOL została przeprowadzona dla trzech najczęściej wykorzystywanych materiałów na tego typu aplikacje (stal 316L, stop tytanu Ti-6Al-4V oraz stop kobaltu Co-Cr-Mo).

Siły, które zostały przyłożone do badanego modelu, symulowały obciążenie występujące podczas ludzkiego chodu. Wartość siły wynosiła 1000N.

Po analizie otrzymanych wyników można dojść do wniosku, że uzyskane naprężenia i odkształcenia są wysokie, jednak mieszczą się w granicach wytrzymałościowych badanych materiałów. Badanie oszacowało podobny rozkład naprężeń dla wszystkich materiałów, rzędu 50 MPa (dół) do 350 MPa (dla górnej części). Otrzymane wyniki nie do końca oddają rzeczywisty stan naprężeń. Na powstałe zawyżenie i przekłamanie mógł mieć wpływ schemat modelu, który uniemożliwił również przeprowadzenie dalszych symulacji i badań.

Podsumowując, nie udało się do końca przeprowadzić analiz wytrzymałościowych wybranego modelu. Na owe niepowodzenie miał wpływ niedoskonały model, który uniemożliwił dalszą pracę. Powstały problem wyniknął z braku doświadczenia osób wykonujących ten eksperyment. Otrzymane wyniki dla pomiarów naprężeń rozciągających można uznać za udane i zadowalające.

12. Bibliografia

- [1] Banaś K., *Wprowadzenie do MES*, 2012
- [2] Misiak J., *Mechanika ogólna*, Wydawnictwo WNT
- [3] Kuzdraliński A., *Tkanka kostna – struktura i funkcje*. Dostępne w Internecie:
<http://www.e-biotechnologia.pl/Artykuly/Tkanka-kostna/>. Dostęp: 17.06.2016 r.
- [3] Budowa kości długich. Dostępne w Internecie:
<http://www.openaccesslibrary.com/vol17/1.pdf>. Dostęp: 16.06.2016 r.
- [4] Sokołowska-Pituchowa J.: *Anatomia człowieka*. PZWL, Warszawa 2008, Wyd. VIII pod red. W. Sylwanowicza
- [5] Budowa kości udowej. Dostępne w Internecie:
http://www.zgapa.pl/data_content/referaty/html/10027/10027_html_m4f78c436.jpg. Dostęp: 16.06.2016 r.
- [6] Zespolenie wewnętrzne złamań kości. Dostępne w Internecie:
http://www.gcm.pl/index.php/baza_uslug-usluga-15-leczenie_operacyjne_zlaman_kosci.html.
Dostęp: 16.06.2016 r.
- [7] Stabilizacja śródszpikowa. Dostępne w Internecie:
http://zkup.mchtr.pw.edu.pl/pom_dyd/abi/Wyk%B3ad_08_Kapita%B3_ludzki.pdf. Dostęp: 16.06.2016 r.
- [8] Materiały na stabilizatory. Dostępne w Internecie:
<http://iim.p.lodz.pl/media/materialy/mat-kier-MiBM-AiR-PiP-Trans/Cwiczenie%2013.pdf>.
Dostęp: 16.06.2016 r.