

LABORATORIUM – MODELOWANIE
I SYMULACJA ZAGADNIENÍ BIOMEDYCZNYCH



**Analiza naprężeń stawu biodrowego oraz
endoprotezy stawu biodrowego**

Lidia Janusiewicz

Milena Kusal

Inżynieria biomedyczna

Semestr VI, rok akademicki 2015/2016

Poznań 2016

Spis treści

1. Cel pracy.....	3
2. Staw biodrowy.....	3
2.1. Budowa i struktura stawu biodrowego	3
2.1.1. Ruchy w stawie biodrowym	4
2.1.2. Obciążenia w stawie biodrowym.....	4
2.2. Właściwości mechaniczne tkanki kostnej	6
3. Endoproteza stawu biodrowego	8
4. Metody obliczeń inżynierskich.....	10
5. Analiza endoprotezy stawu biodrowego	12
6. Analiza kości udowej	17
7. Wnioski	21
Bibliografia:.....	21

1. Cel pracy

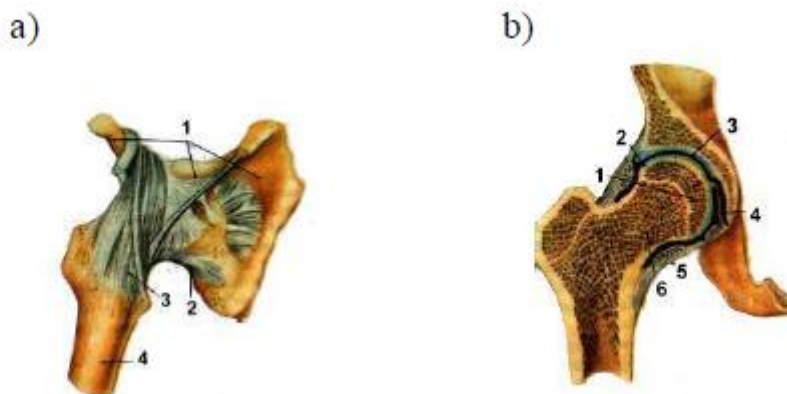
Celem poniższej pracy jest analiza naprężeń występujących w stawie biodrowym, a dokładnie kości udowej oraz jej zestawienie z analizą naprężeń w endoprotezie stawu biodrowego. W obu przypadkach zostało zadane obciążenie 60 kg, przyłożone pionowo do głowy kości udowej oraz główki endoprotezy. Poniższa analiza ma na celu porównanie wpływu geometrii oraz materiału na wartość i rozkład występujących naprężeń.

2. Staw biodrowy

Staw biodrowy stanowi jeden z ważniejszych części układu kostnego człowieka, zapewniając odpowiedni zakres ruchów kończyn dolnych oraz pośrednicząc w przenoszeniu obciążenia z kręgosłupa, poprzez miednicę, na kości udowe. Jednocześnie jest to jeden z najbardziej eksploatowanych stawów nośnych. Ze względu na swoje funkcje, uszkodzenie stawu biodrowego może prowadzić do trwałego kalectwa. Narażony jest on na złamania (np. złamanie szyjki kości udowej), zmiany patologiczne (np. nadmierny przyrost tkanki kostnej na głowie kości udowej), czy choroby (np. zwyrodnienie stawu czy też osteoporoza). Procesy tarcia i zużycia, jakie zachodzą w stawie biodrowym, mają specyficzny charakter i nie znajdują repliki w rozwiązaniach technicznych.

2.1. Budowa i struktura stawu biodrowego

Wielooosiowy staw biodrowy należy do stawów kulistych. Główkę stawową tworzy głowa kości udowej, obejmująca 2/3 wycinka kuli (rys.1). Głęboka panewka stawowa, utworzona przez kość miedniczną, otoczona jest obrąbkiem panewkowym, który ją znacznie pogłębia.[1]



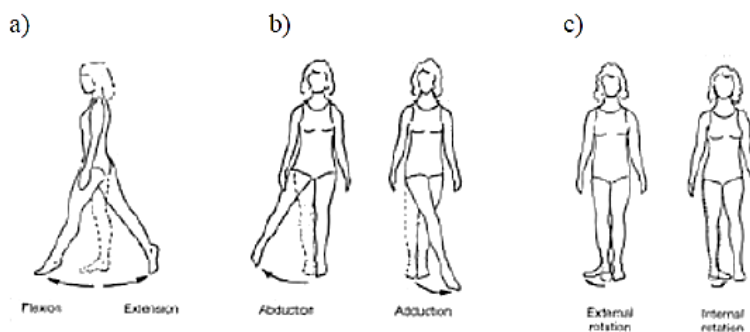
Rys. 1. Budowa anatomiczna stawu biodrowego: a) widok z zewnątrz: 1. kość miednicza, 2. więzadło kulszowo-udowe, 3. więzadło biodrowo-udowe, 4. kość udowa; b) przekrój wzdłużny: 1. głowa kości udowej, 2. obrąbek panewkowy, 3. panewka, 4. więzadło głowy kości udowej, 5. włókna warstwy okrężnej, 6. szyjka kości udowej [2]

Chrzątka stawowa nie pokrywa całej powierzchni panewki, tworzy jedynie powierzchnię księżycowatą leżącą przy brzegu panewki, otwartą ku dołowi i przodowi. Środek panewki jest bardziej zagłębiony, wobec czego między końcami chrząstki księżycowatej powstaje wcięcie, przez które przetrzuca się więzadło poprzeczne panewki. Dno panewki jest wypełnione tkanką tłuszczową oraz więzadłem głowy kości udowej. Więzadło to wnika w głowę w miejscu dołka centralnego. Chrzątka głowy, jak i panewki w obrazie radiologicznym daje efekt szpary stawowej, której prawidłowa szerokość wg Huecka oceniana jest na 4 do 5

milimetrów. Torebka stawu biodrowego jest gruba i bardzo mocna. Przyczepia się na kości miednicznej do brzegu panewki, na zewnątrz od obrąbka, na kości udowej przyczep torebki leży z przodu na krętarzu większym i kresie międzykrętarzowej, od tyłu zaś około 1,5 cm od grzebienia międzykrętarzowego, obejmując większą część szyjki kości udowej. Torebka stawowa posiada silne więzadła wzmacniające ją i hamujące ruchy kończyny, odciążając w znacznym stopniu mięśnie. Największe napięcie torebki występuje w pozycji stojącej ciała, natomiast położenie spoczynkowe stawu występuje przy lekkim zgięciu, odwiedzeniu i obrocie na zewnątrz kończyny dolnej. Z tego powodu, np. przy zapaleniu stawu biodrowego, chory odruchowo układa kończynę w położeniu spoczynkowym, co zmniejsza dolegliwości bólowe. [1]

2.1.1. Ruchy w stawie biodrowym

Staw jest wieloosiowym, najbardziej ruchomym stawem kończyny dolnej. Odbywają się w nim ruchy w trzech zasadniczych płaszczyznach (rys. 2) oraz bardzo duża liczba rozmaitych ruchów w płaszczyznach dowolnych, przechodzących przez środek stawu. Teoretycznie więc staw biodrowy posiada nieskończoną liczbę osi, co w powiązaniu z bardzo rozbudowanym i skomplikowanym aparatem mięśniowym umożliwia człowiekowi wykonywanie precyzyjnych i płynnych funkcji lokomocyjnych. Podstawowe ruchy, to: prostowanie-zginanie (10° - 0° - 130°), odwiedzenie-przywiedzenie (40° - 0° - 30°) oraz obrót na zewnątrz-obrót do wewnątrz (50° - 0° - 400°).[3,4]



Rys. 2. Ruchy w stawie biodrowym: a) zginanie i prostowanie, b) odwodzenie i przywiedzenie, c) obrót na zewnątrz i obrót do wewnątrz [3,4]

Rolę środka smarującego w stawie biodrowym spełnia ciecz synowialna, o barwie jasnożółtej, która jest dializatorem plazmy krwi. W jej skład wchodzi makromolekuły hialuronowe, komórki cząstek tłuszczu oraz woda. Posiada własności cieczy Newtonowskiej o dużej lepkości.

2.1.2. Obciążenia w stawie biodrowym

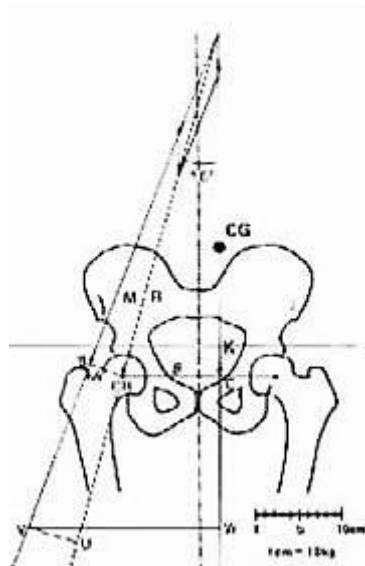
Obciążenia stawu biodrowego wynikające z aktywności fizycznej, a w szczególności chodu, są wynikiem całego szeregu oddziaływań zewnętrznych (np. siły grawitacji na ciało) i reakcji pochodzących od współdziałania elementów układu kostno-stawowego, układu więzadłowego i mięśniowego (siły wewnętrzne).

Staw biodrowy przenosi siły statyczne i dynamiczne, a kąty ich działania zależą od fazy ruchu. Wg Bergmana, w poszczególnych fazach ruchu zmienia się wartość obciążenia stawu biodrowego. Przy użyciu specjalnego rodzaju implantów zaopatrzonych w czujniki oraz oprzyrządowania telemetrycznego, badali oni rzeczywiste siły działające na staw w stawie biodrowym podczas chodu. Podczas cyklu chodu, zmienia się zarówno wartość jak i kierunek działania siły obciążającej staw biodrowy.

Istnieje kilka modeli określających rozkład sił działających w stawie biodrowym. Najpopularniejszymi modelami są: model Pauwelsa, model Maqueta oraz Będzińskiego. Wszystkie przyjmowane modele charakteryzują pewne stany równowagi, z racji bardzskomplikowanego układu biokinematycznego. [5]

Model Pauwelsa

Jednym z pierwszych modeli obciążenia stawu biodrowego jest model Pauwelsa (rys. 3), w którym założono, że obciążenia powstające w trakcie stania na jednej kończynie dolnej (np. w fazie podporowej chodu) są jednymi z najważniejszych, jakie oddziałują na staw biodrowy człowieka.



Rys. 3. Model obciążenia stawu biodrowego wg Pauwelsa [5]

Model Pauwelsa zakłada równowagę momentów sił wokół środka kości udowej, która jest uważana jednocześnie za środek obrotu. Siły zewnętrzne, jakie działają na staw biodrowy, to w tym przypadku ciężar ciała (siła K), który jest równoważony przez napięcie mięśni odwodźcicieli (M). Reakcja (R), powstająca na powierzchni stawowej głowy kości udowej, jest wynikiem obu powyższych oddziaływań.[5]

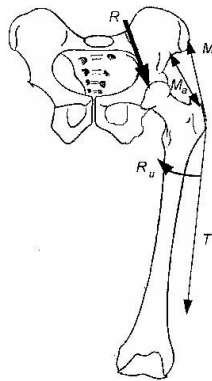
Model Maqueta

Kolejny model został zaproponowany przez Maqueta, który odmiennie rozumiał oddziaływanie i funkcje pasma biodrowo-piszczelowego. W modelu Maqueta przesuwano swobodnie powierzchnię krętarza większego, powodując powstanie reakcji zwróconej prostopadle do powierzchni krętarza, w kierunku przyśrodkowym. Powoduje to zarówno

zmianę proporcji sił powstających wokół stawu biodrowego, jak również kierunku i wartości reakcji obciążającej głowę kości udowej. Zarówno model Pauwelsa, jak i Maqueta, uwzględniają jedynie grupy mięśniowe oddziałujące głównie w płaszczyźnie czołowej, podczas gdy rzeczywista sytuacja jest bardziej złożona i obejmuje również oddziaływanie w pozostałych płaszczyznach podstawowego układu współrzędnych.[5]

Model Będzińskiego

Model obciążenia stawu biodrowego Będzińskiego, który powstał na Politechnice Wrocławskiej, obejmuje poza wymienionymi grupami, również mięśnie rotujące kość udową względem miednicznicy (rys.4.) Model ten opisuje sytuacje bardziej złożone, niż symetryczne stanie na jednej nodze, np. wchodzenie po schodach lub stanie na jednej nodze, uwzględniając: oddziaływanie masy tułowia na główkę kości udowej (R), oddziaływanie mięśni odwodźcicieli (M), oddziaływanie pasma biodrowopiszczelowego (T) oraz oddziaływanie rotatorów wywołujących skręcenie kości udowej (R_u). [5]



Rysunek 4. Model obciążenia stawu biodrowego wg Będzińskiego [5]

Autor modelu uważa, że z uwagi na złożoność układu przekazywania obciążeń, odtworzenie pełnego schematu sił i momentów, ich wzajemnej relacji w stawie biodrowym, jest w zasadzie niemożliwe [5]. Ponadto cechy osobnicze, wiek czy też płeć, uniemożliwiają ujednoczenie i schematyzację układu biokinematycznego. Współczesne metody numeryczne umożliwiają uzyskanie bardziej złożonych modeli obciążenia uwzględniających większość grup mięśniowych, biorących udział w przenoszeniu obciążenia oraz ruchu kończyny dolnej. Przykładem może być program Visible Human Projekt, pełen model kończyny dolnej, który umożliwia bardziej realistyczne określenie sił mięśniowych oraz reakcji w stawach zarówno w sytuacjach obciążenia statycznego jak i dynamicznego.

2.2. Właściwości mechaniczne tkanki kostnej

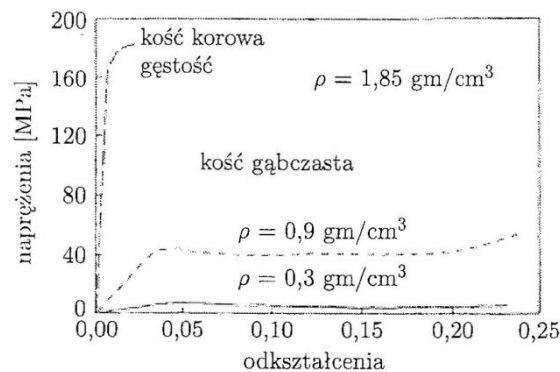
Związki między naprężeniami a odkształceniami dla kości są zupełnie inne niż dla większości materiałów konstrukcyjnych. Wynika to z stąd, że z punktu widzenia biomechaniki tkanka kostna jest materiałem o własnościach anizotropowych, który nie znajduje swojego odpowiednika w technice. Kości są zdolne do przystosowania swojej struktury wewnętrznej, geometrii i własności materiałowych do przenoszonych obciążeń, tak by zachować korzystny dla struktur kostnych stan odkształceń i naprężeń. W warunkach równowagi struktura trabekularna tkanki kostnej dostosowuje się do kierunków odkształceń, co jest określane

prawem Wolffa - jeśli kość będzie poddawana obciążeniu, po pewnym czasie polepszą się jej właściwości wytrzymałościowe. Jeśli jednak działające obciążenia są za małe powoduje to pogorszenie właściwości mechanicznych.

Tabela 1: Średnie wartości wielkości mechanicznych tkanki zbitiej kości udowej dorosłego człowieka (Yamada, 1973)

Wielkość	Wartość
Wytrzymałość na ściskanie	162,0 MPa
Wytrzymałość na zginanie	160,0 MPa
Wytrzymałość na rozciąganie	109,0 MPa
Wytrzymałość na skręcanie	54,1 MPa
Graniczne wydłużenie	135%
Graniczne odkształcenie skręcające	0,027

Znajomość podstawowych własności mechanicznych tkanki kostnej (moduł Younga, współczynnik Poissona, wytrzymałość na rozciąganie) umożliwia ocenę pól naprężeń i odkształceń w kości pod wpływem działania obciążeń zewnętrznych oraz odpowiednie dobranie własności i zaprojektowanie materiałów, z których wykonuje się endoprotezy. Zmniejszenie odporności tkanki kostnej na obciążenia zewnętrzne jest związane głównie ze spadkiem gęstości fizycznej kości, a tym samym ze wzrostem porowatości materiału w wyniku czynników chorobotwórczych np. osteoporozy czy wieku. [5]



Wykres 1: Charakterystyka naprężeniowo – odkształceniowa dla tkanki zbitiej i gąbczastej w zależności od wartości gęstości fizycznej [Lotz i in.,1991]

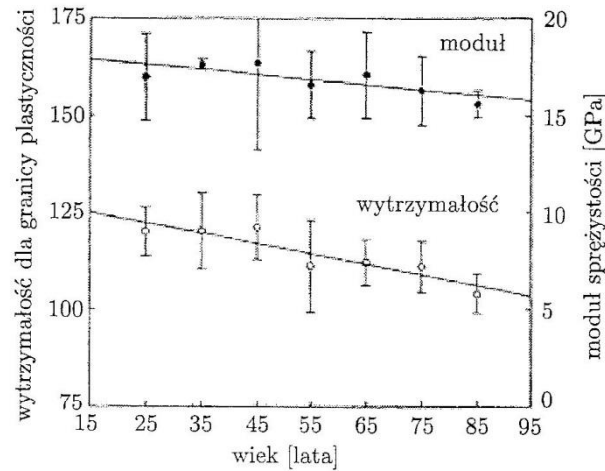
Na wykresie przedstawiono wpływ zróżnicowanej gęstości kości na własności wytrzymałościowe tkanki korowej oraz gąbczastej – relacje modułu są wyraźne. Na podstawie badań wywnioskowana została zależność między gęstością kości gąbczastej a jej właściwościami wytrzymałościowymi:

Naprężenia:

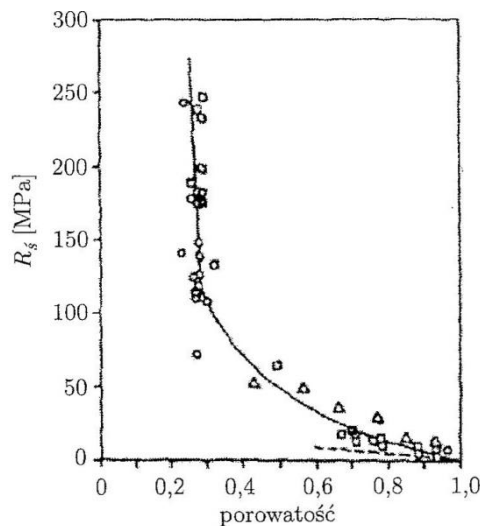
$$\sigma = 60\rho^2 \text{MPa}, \text{ gdzie } \rho[\text{g}/\text{cm}^3]$$

Moduł sprężystości wzdłużnej:

$$E = 2,195\rho^3 \text{GPa}$$



Wykres 2: Umowna granica plastyczności i moduł Younga tkanki kostnej zbitej człowieka w funkcji wieku [Lotz i in., 1991][5]



Wykres 3: Wpływ porowatości objętościowej tkanki kostnej na wytrzymałość na ściskanie [Rogala i Uklejewski, 1996] [5]

3. Endoproteza stawu biodrowego

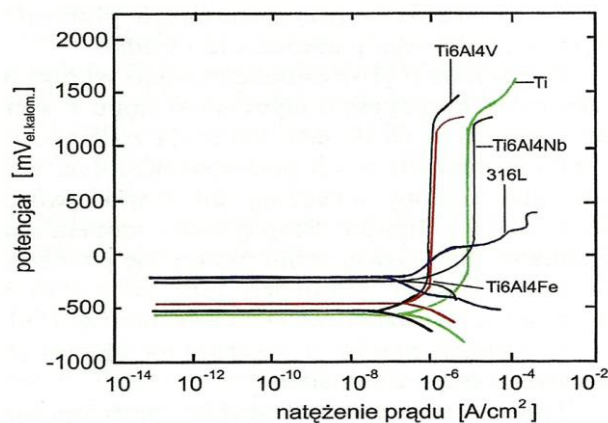
Endoproteza stawu biodrowego jest zbudowana z trzpienia, głowy i panewki. W większości przypadków głowa i trzpień nie są trwale połączone ze sobą. Panewka może być jednoczęściowa lub składać się z dwóch części: zewnętrznej i wewnętrznej. Zazwyczaj jest wykonywana endoprotezo plastyka całkowita, gdzie wymianie podlega zarówno panewka jak i głowa kości udowej. Niekiedy stosuje się częściową, gdzie implantem zastępuje się usuniętą głowę kości udowej.

Trzpień protezy wykonany jest z metalu, zazwyczaj są to stopy zawierające chrom i kobalt, tytan i molibden lub sam tytan. Może on być gładki, i wtedy w czasie i plantacji konieczne jest osadzenie go na cemencie, lub porowaty, gdy proteza jest wprowadzana bez cementu. Głowa protezy jest wytwarzana z metalu lub ceramiki.[5]

Dobór materiału:

Zadaniem implantu biodrowego jest przenoszenie bardzo dużych obciążeń, przy czym nie może być on zbyt ciężki (szczególnie w przypadku implantów dla dzieci i osób starszych), nie powinien ulegać degradacji w organizmie ludzkim oraz nie może powodować reakcji niepożądanych jak alergii czy nowotwory.

W celu realizacji projektu wybrany został dwufazowy stop tytan – aluminium – niob Ti6Al7Nb. Jak na stop metaliczny jest on bardzo lekki i wykazuje właściwości paramagnetyczne, co jest istotne w przypadku niektórych technik obrazowania medycznego. Materiał ten cechuje się bardzo dużą odpornością korozyjną w środowisku właściwą tytanowi i jego stopom. Wykres poniżej przedstawia porównanie odporności korozyjnej stopów tytanu i stali 316L w kontakcie z płynami fizjologicznymi.



Rysunek 4: Wykresy polaryzacji potencjometrycznej w płynie Hanka dla kilku stopów tytanu i stali 316L [H. Leda, Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych]

Liczne badania wykazały, że stop Ti6Al7Nb charakteryzuje się całkowitą odpornością korozyjną na wilgotny chlor, dwutlenek chloru, roztwory chlorków np. NaCl, KCl, MgCl₂, a także siarczków i siarczanów w szerokim zakresie stężeń i temperatur. Wykazuje również odporność na działanie wody morskiej, kwasu azotowego, roztopionej siarki, dwutlenku siarki, amoniaku oraz korozję wżerową, międzykrystaliczną i naprężeniową.

Podobną odporność korozyjną wykazuje dwufazowy stop tytan – aluminium – wanad, który jednak jest coraz rzadziej stosowany ze względu na swoją toksyczność. Stop Ti6Al7Nb jest jego doskonałym zamiennikiem nie tylko ze względu na swoją biokompatybilność, ale też właściwości mechaniczne. Posiada wyższą granicę plastyczności, wyższą wytrzymałość na rozciąganie oraz niższy moduł Younga, bliższy modułowi kości. Ponadto jak na grupę

materiałów o tak małej gęstości (a co za tym idzie – masie) wszystkie stopy tytanu wykazują się bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi. [6,7]

Tabela 2: Zestawienie właściwości mechanicznych Ti6Al7Nb, Ti6AL4V oraz kości korowej.

Material	Gęstość [g/cm ³]	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Granica plastyczności [MPa]
Ti6Al7Nb	4,5	105	0,33	1024	921
Ti6Al4V	4,5	110-114	0,33	960-970	850-900
Kość korowa	1,85	20-30	0,39	133	115

4. Metody obliczeń inżynierskich

Właściwości mechaniczne są to właściwości ściśle związane ze strukturą danego materiału. Wśród nich możemy wyróżnić m.in. moduł Younga, moduł Kirchhoffa, współczynnik Poissona, granicę plastyczności i wytrzymałość na rozciąganie. [8, 9, 10]

Moduł Younga

Inaczej moduł sprężystości wzdłużnej E , jest miarą sprężystości materiału. Określany jest przez stosunek względnego odkształcenia liniowego ε do naprężenia σ , jakie w nim występuje:

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

Moduł Kirchhoffa

Inaczej moduł sprężystości poprzecznej G zależny od naprężeń ścinających τ występujących w materiale i odkształceń postaciowych γ tego materiału.

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

Współczynnik Poissona

Wyraża stosunek odkształcenia poprzecznego ε' do wzdłużnego ε

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

gdzie:

$$\varepsilon' = \frac{d_1 - d}{d}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$$

gdzie:

d, d_1 – średnice odkształcanego materiału

$l, \Delta l$ – długość i wydłużenie odkształcanego materiału

Granica plastyczności

Jest to wartość naprężenia niezbędnego do zapoczątkowania makroskopowego odkształcenia plastycznego. Oznaczana jest symbolem R_e .

Wytrzymałość na rozciąganie

Jest to maksymalna wartość naprężenia dla siły F_m działającej w danym przekroju S_0 , przy której zachodzi zerwanie próbki.

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

NAPRĘŻENIA I ODKSZTAŁCENIA CIAŁA STAŁEGO

W ciele, które zostaje poddane działaniu obciążeń mechanicznych dochodzi do powstania odkształceń. Poszczególne punkty materialne tego ciała przemieszczają się względem przyjętego układu odniesienia w zależności od parametrów charakteryzujących dane obciążenie. Przy założeniu, że każdy z tych punktów ma w przybliżeniu kształt prostopadłościanu o wymiarach dx, dy oraz dz można przyjąć, że podczas procesu odkształcenia poszczególne krawędzie ulegają skróceniu lub wydłużeniu o odpowiednio:

$$(1 + \varepsilon_x)dx \quad (1 + \varepsilon_y)dy \quad (1 + \varepsilon_z)dz$$

Wielkości te nazywamy składowymi odkształcenia. Określają one tensor odkształcenia ε :

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yz}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix}$$

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix}$$

gdzie $\varepsilon_x, \varepsilon_y$ i ε_z określają zmiany długości odpowiednich krawędzi, a γ_{xy}, γ_{yz} i γ_{zx} oznaczają odkształcenia kątowe danych krawędzi.

W prostokątnym układzie współrzędnych x, y, z korzystając z przekroju ciała stałego można otrzymać składowe naprężeń normalnych σ oraz stycznych τ :

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \frac{\tau_{xy}}{2} & \frac{\tau_{xz}}{2} \\ \frac{\tau_{yz}}{2} & \sigma_y & \frac{\tau_{yz}}{2} \\ \frac{\tau_{zx}}{2} & \frac{\tau_{zy}}{2} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

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

Naprężenia von Misesa, czyli naprężenia zredukowane opierają się na teorii maksymalnego odkształcenia. Hipoteza ta stwierdza, że materiał plastyczny zaczyna się odkształcać w miejscu, w którym naprężenia zredukowane von Misesa osiągają wartość równą granicy naprężenia. W większości przypadków za granicę naprężenia przyjmuje się granicę plastyczności. Naprężenia zredukowane von Misesa można obliczyć za pomocą składowych naprężeń normalnych oraz stycznych:

$$\sigma_{red} = \frac{\sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}}{\sqrt{2}}$$

Prawo Hooke'a

Określa liniową zależność odkształcenia danego ciała od naprężenia, któremu jest ono poddawane:

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

gdzie:

E – moduł Younga [MPa]

σ – naprężenia normalne w przekroju poprzecznym pręta [MPa]

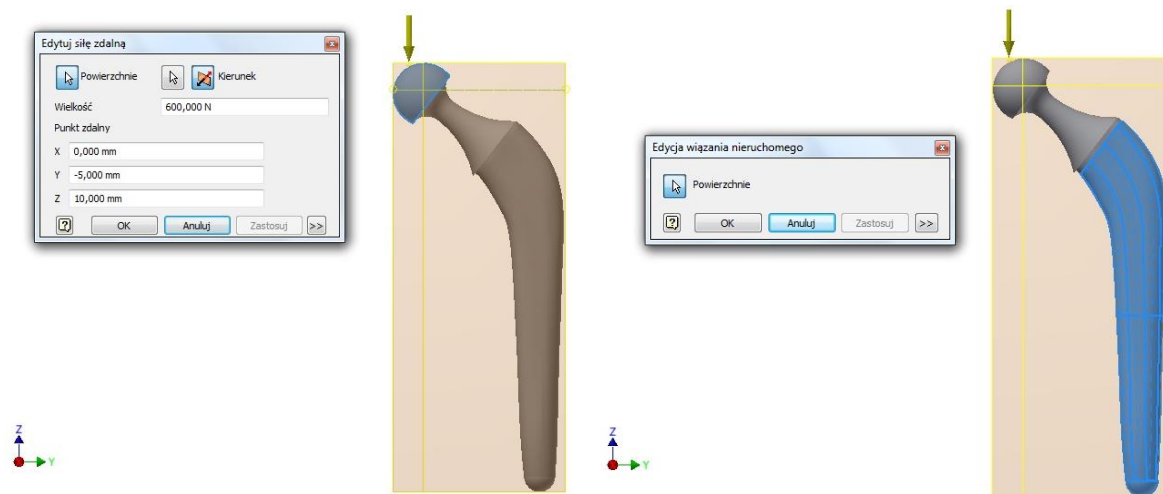
ε – odkształcenie względne

5. Analiza endoprotezy stawu biodrowego

Analiza endoprotezy została wykonana w programie Inventor Professional 2015.

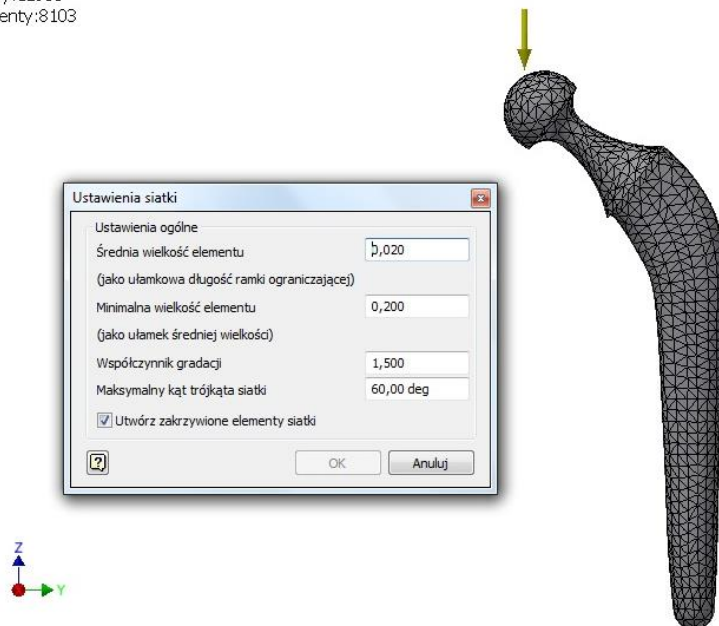
Jako materiał wybrany został dwufazowy stop tytanu Ti6Al7Nb.

Jako obciążenie przyjęto siłę o wartości 600N. Została ona przyłożona pionowo, na środku głowy endoprotezy. Na całej długości trzpienia zostały zadane wiązania nieruchome.



Następnie na element nałożona została siatka. Miała ona 12 953 węzły i 8 103 elementów.

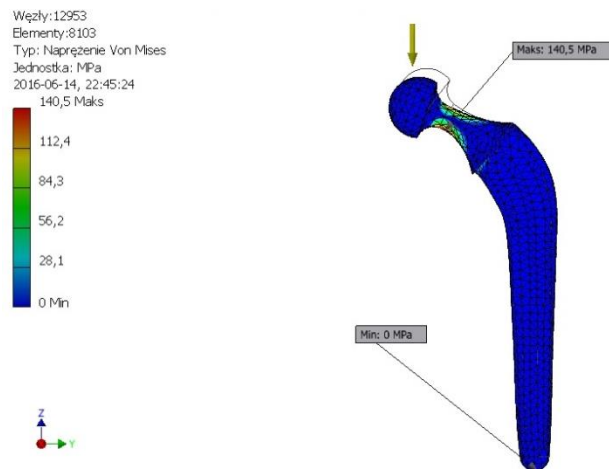
Węzły:12953
Elementy:8103



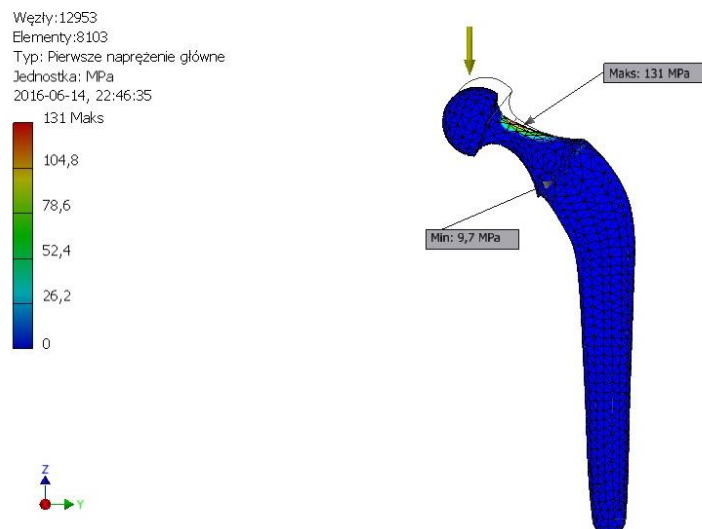
Po zadaniu wszystkich warunków należało przejść do symulacji.

Wyniki analizy naprężeń:

Naprężenia Von Mises: Maksymalne naprężenia pojawiły się na szyjce protezy i wynosiły 140,5 MPa.

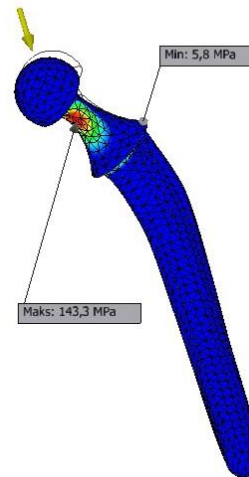
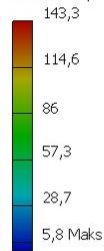


Pierwsze naprężenia główne: maksymalna wartość wyniosła 131 MPa



Trzecie naprężenia główne: Maksymalna wartość wyniosła 143,3 MPa

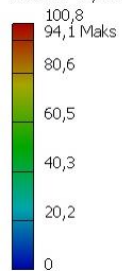
Węzły:12953
Elementy:8103
Typ: Trzecie naprężenie główne
Jednostka: MPa
2016-06-14, 22:47:02



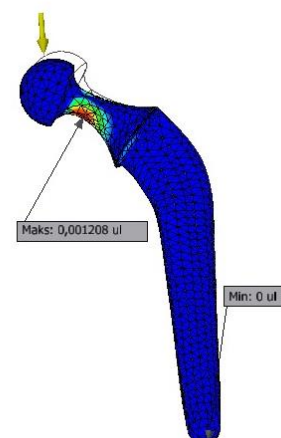
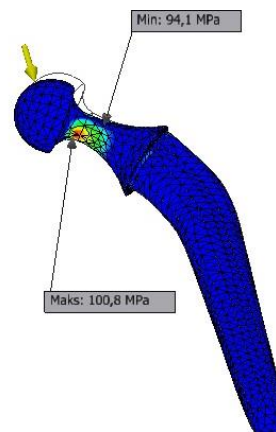
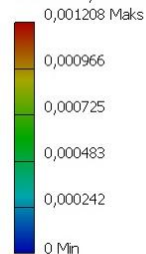
Naprężenia w kierunku YY: Po porównaniu wartości maksymalnych dla poszczególnych składowych okazało się, że największe naprężenia występują w kierunku YY i wynoszą 100,8 MPa

Równoważne odkształcenia: Maksymalna wartość odkształcenia wyniosła 0,001208.

Typ: Naprężenie YY
Jednostka: MPa
2016-06-14, 22:49:06

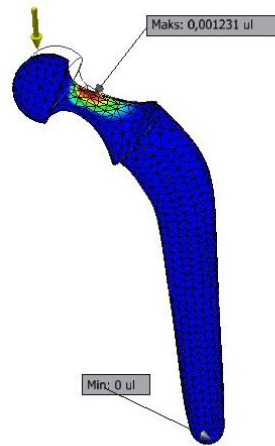


Typ: Równoważne odkształcenie
Jednostka: ul
2016-06-14, 22:54:43



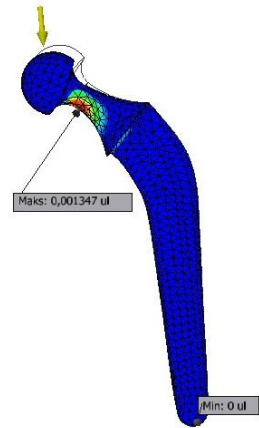
Pierwsze odkształcenia główne: Maksymalna wartość wyniosła 0,001231.

Typ: Pierwsze główne odkształcenie
 Jednostka: ul
 2016-06-14, 22:50:06
 0,001231 Maks
 0,000985
 0,000739
 0,000492
 0,000246
 0 Min



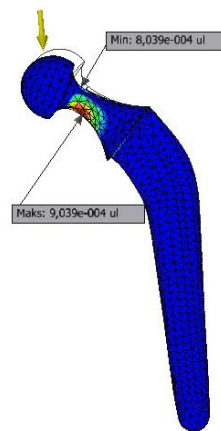
Trzecie odkształcenie główne: Maksymalna wartość wyniosła 0,001347.

Węzły:12953
 Elementy:8103
 Typ: Trzecie główne odkształcenie
 Jednostka: ul
 2016-06-14, 22:50:44
 0,001347
 0,001078
 0,000808
 0,000539
 0,000269
 0



Odształcenie w kierunku YZ: Po porównaniu wartości maksymalnych dla poszczególnych składowych okazało się, że największe odkształcenia występują w kierunku YZ i wynoszą $9,039 \cdot 10^{-4}$.

Węzły:12953
 Elementy:8103
 Typ: Odształcenie YZ
 Jednostka: ul
 2016-06-14, 22:52:05
 9,039e-004 Maks
 7,231e-004
 5,424e-004
 3,616e-004
 1,808e-004
 0



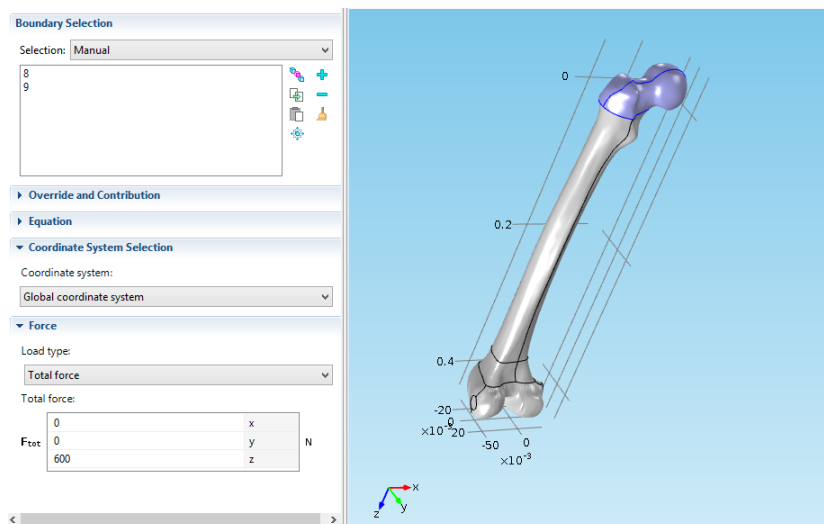
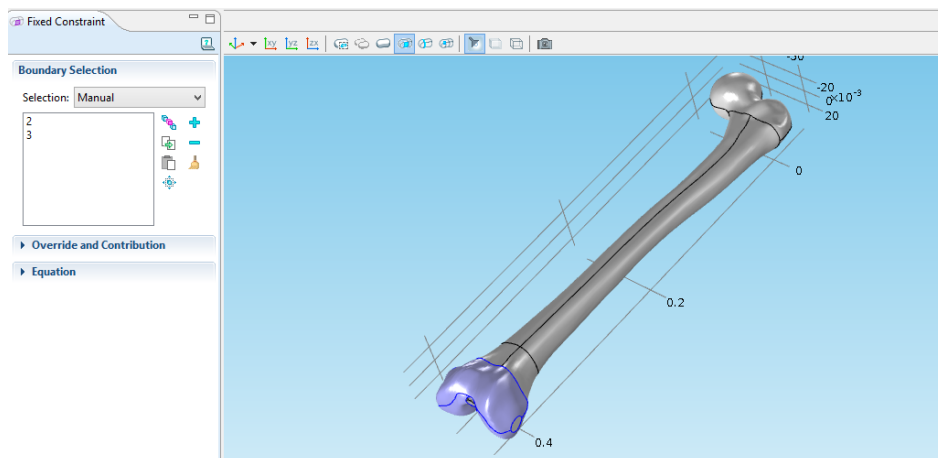
6. Analiza kości udowej

Analiza obciążenia kości udowej została wykonana w programie COMSOL Multiphysics.

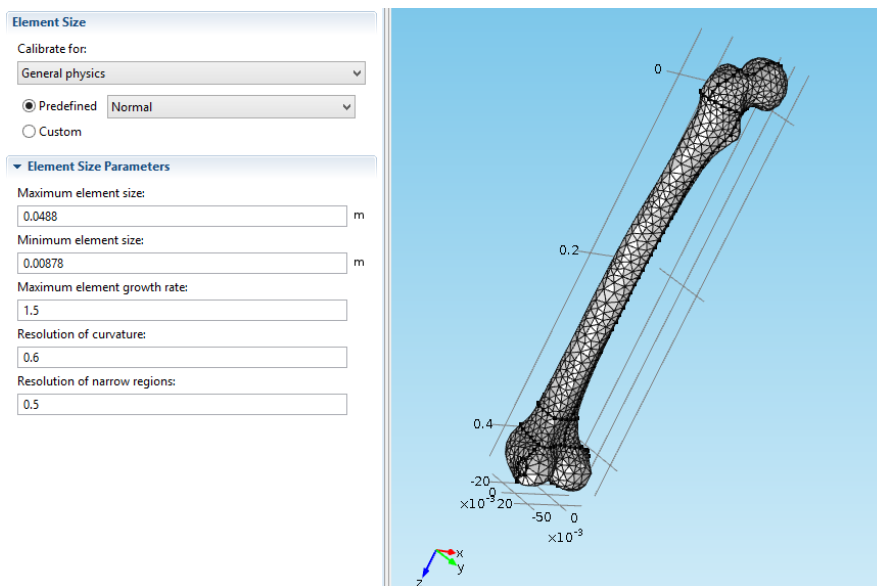
Po wczytaniu geometrii kości wybrano materiał, który najlepiej oddaje właściwości tkanki kostnej – hydroksyapatyt. Wprowadzone zostały również odpowiednie parametry.

Property	Name	Value	Unit	Property group
✓ Density	rho	1850	kg/m...	Basic
✓ Young's modulus	E	17000000	Pa	Basic
✓ Poisson's ratio	nu	0.39	1	Basic
dL	dL	dL_soli...		Basic
CTE	CTE	CTE_sol...	1/K	Basic
Coefficient of thermal expansion	alpha	alpha_s...	1/K	Basic

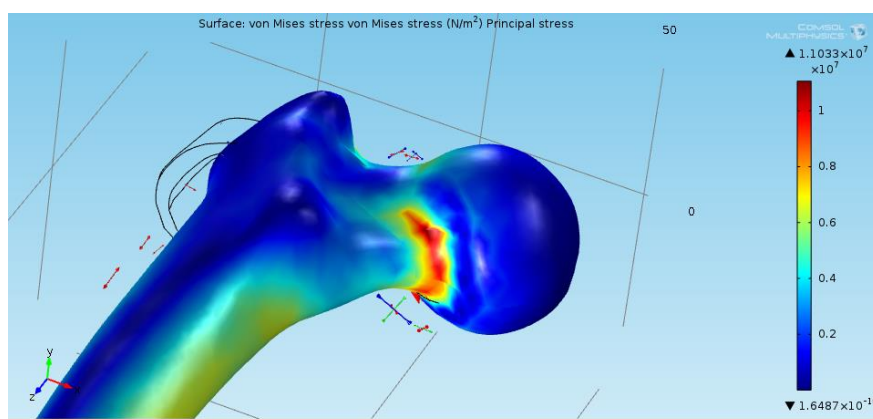
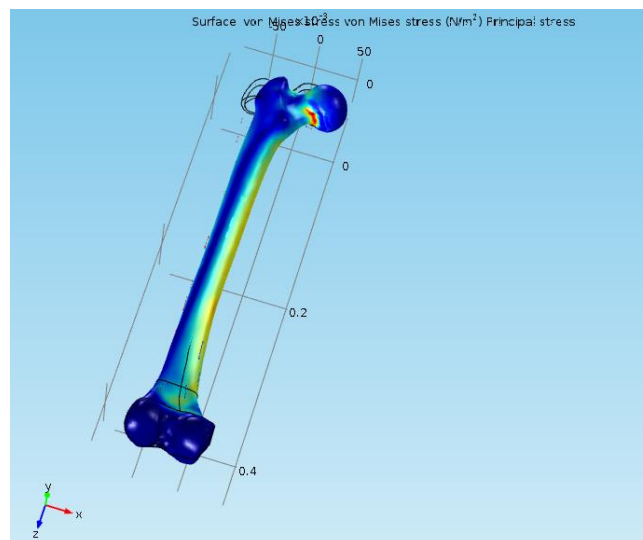
Następnie zostały zadane parametry mechaniczne. Utwierdzona została powierzchnia stawowa stawu kolanowego głowy udowej. Przyłożono również obciążenie w postaci pionowej siły, działającej na powierzchnię głowy kości udowej, o wartości 600N.



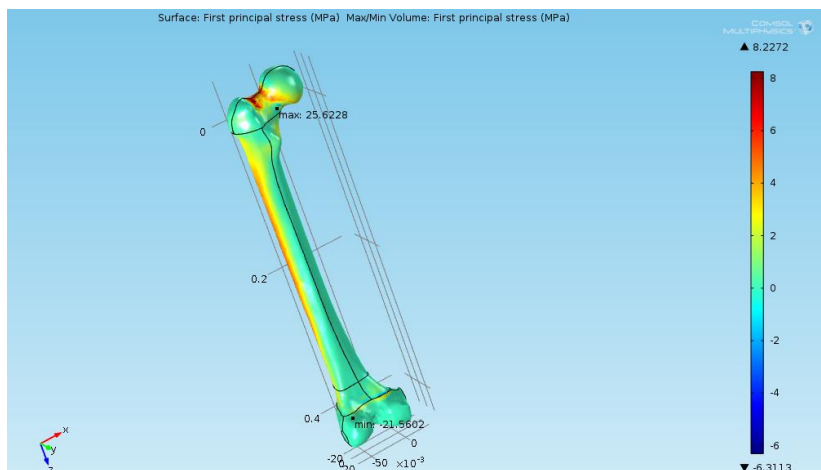
Po zadaniu parametrów należało nałożyć siatkę trójkątów na badany element.



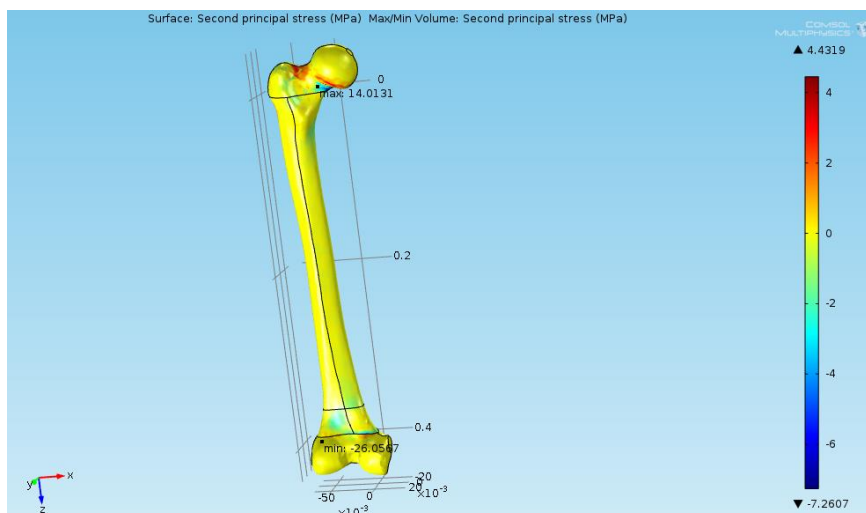
Napężenia von Mises: Maksymalna wskazana wartość napężenia pojawiła się w szyjce głowy kości udowej i wynosiła 21 MPa.



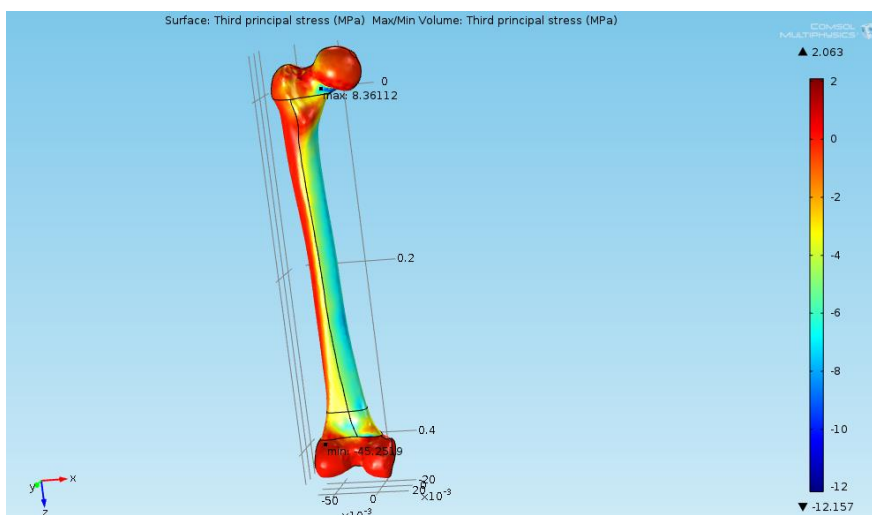
Pierwsze naprężenie główne. Maksymalna wartość: 25,6 MPa



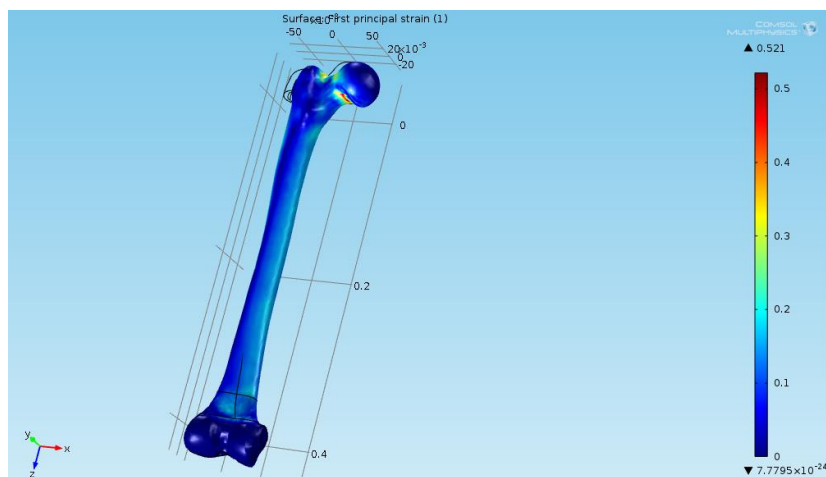
Drugie naprężenia główne. Maksymalna wartość: 14,01 MPa



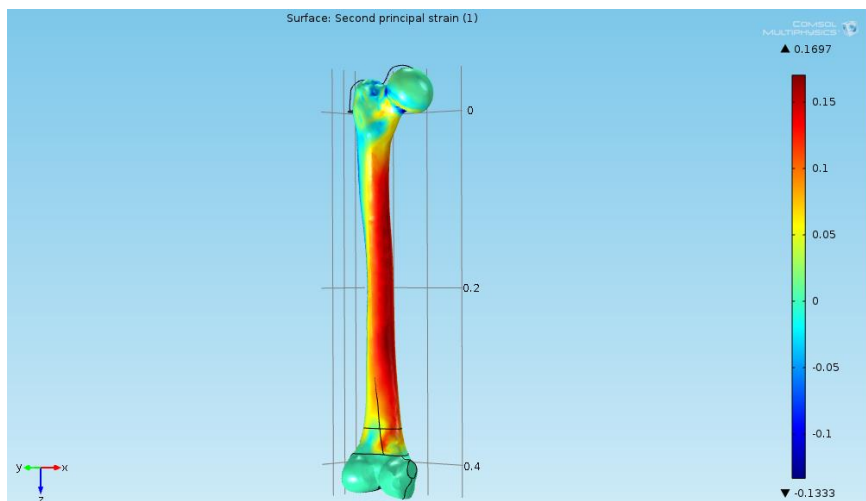
Trzecie naprężenia główne. Maksymalna wartość: 8,36 MPa.



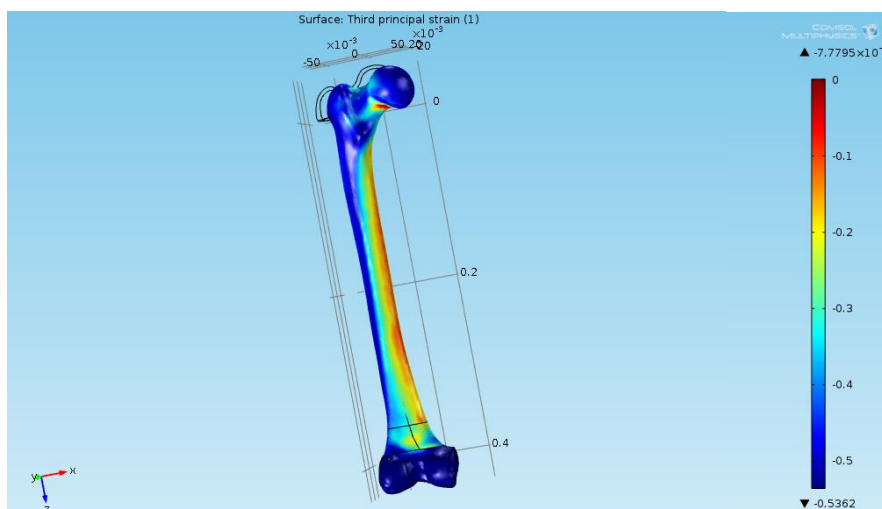
Pierwsze odkształcenia główne: Maksymalna wartość wyniosła 0,50.



Drugie odkształcenia główne: Maksymalna wartość wyniosła 0,17.



Trzecie odkształcenie główne: Maksymalna wartość wyniosła 0,008.



7. Wnioski

Przeprowadzona analiza porównawcza wskazuje, że w przypadku zastosowania identycznych warunków obciążeniowych, zdecydowanie mniejsze naprężenia pojawiają się w geometrii rzeczywistej kości udowej. Anatomiczny kształt oraz zastosowany materiał- hydroksyapatyt, posiadający parametry zbliżone do naturalnej kości, zdecydowanie lepiej przenosi obciążenia, niż materiał stosowany na endoprotezę. W przypadku kości udowej, największe występujące naprężenia mają wartość 25,6 MPa, natomiast dla endoprotezy, wykonanej ze stopu tytanu wynoszą one 143,3 MPa.

Można również zauważyć analogię obszaru występowania maksymalnych naprężeń. W obu przypadkach jest ona zlokalizowana w szyjce głowy kości udowej oraz szyjce endoprotezy. Jest to miejsce newralgiczne, w którym najczęściej dochodzi do złamań.

Bibliografia:

1. Sokołowska- Pituchowa J., *Anatomia człowieka*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 2012
2. Nałęcz M. , *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000 - Tom 5, Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna* , Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, 2004.
3. Sylwanowicz W., Michajlik A., Ramotowski W., *Anatomia i fizjologia człowieka*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1991.
4. Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C., *Dynamics of human gait*, Kibo Publishers, Cape Town, South Africa, 1999.
5. R. Będziński, *Biomechanika*, Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, Warszawa 2011.
6. H.Leda, *Biomateriały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2012
7. J.Marciniak, *Biomateriały*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013
8. Gabryszewski Z., *Teoria sprężystości i plastyczności*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2001
9. Zielnica J., *Wytrzymałość materiałów*, Wyd. Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001
10. Bodnar A., *Wytrzymałość Materiałów*, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 2004