

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA
INSTYTUT MECHANIKI STOSOWANEJ



PRACA DYPLOMOWA INŻYNIERSKA

MODELOWANIE I ANALIZA WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH ENDOPROTEZY STAWU BIODROWEGO

Daria Kandel

Promotor:
Dr hab. Tomasz Stręć, prof. nadzw.

Poznań, 2017

SPIS TREŚCI

1. Wstęp	3
1.1. Cel i zakres pracy	3
2. Budowa i biomechanika stawu biodrowego	4
2.1. Budowa stawu biodrowego	4
2.2. Ruchy w stawie biodrowym	4
2.3. Chód	6
2.4. Modele obciążeń stawu biodrowego	8
3. Zmiany chorobowe stawu	11
4. Budowa i rodzaje endoprotez	12
4.1. Budowa endoprotez	12
4.2. Rodzaje endoprotez	13
5. Projektowanie i wymiarowanie endoprotez	15
5.1. Wymiarowanie	15
5.2. Projektowanie	16
6. Biomateriały stosowane do produkcji endoprotezy	17
6.1. Tytan i jego stopy	17
6.2. Stopy na osnowie kobaltu.....	18
6.3. Bioceramika.....	18
6.4. Cement kostny	19
6.5. Hydroksyapatyt	19
6.6. Polimery	19
7. Metody obliczeń inżynierskich	20
7.1. Naprężenia i odkształcenia	20
7.2. Prawo Hooke'a i równanie ruchu dla ciała stałego	21
7.2.1. Prawo Hooke'a dla jednoosiowego stanu naprężeń.....	21
7.2.2. Prawo Hooke'a dla trójwymiarowych układów naprężeń	21
8. Tworzenie geometrii elementów kostnych	25
8.1. Proces tworzenia przestrzennego modelu kości udowej	25
9. Analiza wytrzymałościowa endoprotezy	28
9.1. Modele obciążeń.....	29
9.2. Symulacja i analiza z wykorzystaniem metody elementów skończonych	32
9.2.1. Metoda elementów skończonych	32
9.2.2. Materiały wykorzystane do analizy	32
9.2.3. Połączenia między elementami oraz umocowanie.....	33
9.2.4. Analiza I.....	34
9.2.5. Analiza II.....	43
10. Wnioski i podsumowanie	53
11. Literatura	55

1. Wstęp

1.1. Cel i zakres pracy

Celem pracy jest przeprowadzenie analizy statycznej zamodelowanej czteroelementowej endoprotezy stawu biodrowego. Analiza numeryczna przeprowadzona zostanie dla czterech różnych przypadków obciążeń stawu biodrowego oraz sprawdzony zostanie wpływ siatki na wartości wyników.

Pierwszy etap części projektowej pracy przedstawia utworzenie modelu trójwymiarowego kości udowej, w celu uzyskania geometrii na podstawie której dopasowana została endoproteza. Drugi etap to wybór materiałów, obliczenie wartości obciążeń oraz analiza wytrzymałościowa dopasowanej endoprotezy wykonana w programie Autodesk Inventor Professional 2014.

Część teoretyczna pracy przedstawia zagadnienia związane z materiałoznawstwem, biomechaniką inżynierską oraz medycyną, które obejmują: budowę anatomiczną stawu biodrowego, biomechanikę stawu biodrowego, opis i podział endoprotez, sposób wymiarowania i projektowania endoprotez, materiały wykorzystywane przy tworzeniu endoprotez, zagadnienia związane z wytrzymałością materiałów.

2. Budowa i biomechanika stawu biodrowego

Obręcz kończyny dolnej dzieli się na obręcz miedniczą oraz obręcz wolną dolną. Obręcz miednicza składa się z miednicy połączonej spojeniem łonowym z dwoma kośćmi miedniczymi i z kością krzyżową. W kości miedniczej wyróżnia się trzy części: kość biodrową, kulszową oraz łonową. Szkielet obręczy wolnej stanowią: kość udowa, kości podudzia (rzepka, kość piszczelowa i strzałkowa) oraz kości stopy (kość stępu, śródstopia, paliczki).

Połączenia obręczy wolnej tworzą stawy, czyli połączenia ruchome pomiędzy dwoma elementami szkieletu. Największym i jednym z ważniejszych stawów kulistych w organizmie człowieka jest staw biodrowy.

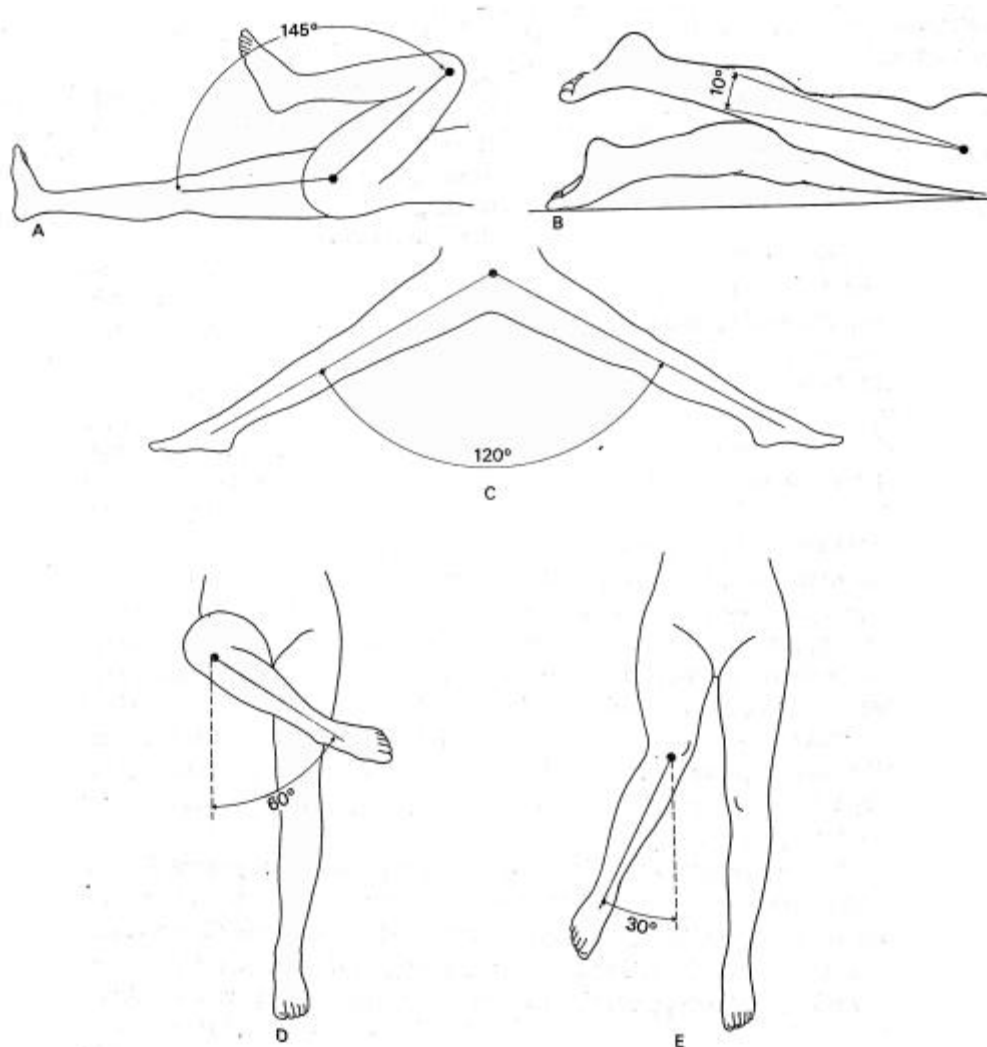
2.1. Budowa stawu biodrowego

Staw biodrowy tworzy połączenie kości udowej z kością miedniczą. Zarówno głowa kości udowej jak i panewka stawu biodrowego pokryte są tkanką szklistą umożliwiającą swobodny ruch w biodrze. Staw otacza dwuwarstwowa torebka stawowa. Warstwa wewnętrzna wytwarza jasnożółtą ciecz synowialną czyli maź stawową, której zadaniem jest minimalizowanie tarcia występującego w stawie pomiędzy głową a panewką. Maź dostarcza również składniki odżywcze na drodze dyfuzji do zewnętrznej warstwy chrząstki stawowej. Zewnętrzna warstwa pełni funkcję ochronną stawu, a obecność silnego aparatu więzadłowego t.j. więzadła biodrowo-udowego, łonowo-udowego oraz kulszowo-udowego odpowiada za jego zwartość i stabilizację. Poza torebką stawową, dużą rolę w utrzymaniu kości we właściwym ułożeniu odgrywa ciśnienie atmosferyczne oraz mięśnie.

2.2. Ruchy w stawie biodrowym

Staw biodrowy jest wieloosiowym stawem kulisto-panewkowym. Ruch w stawie analizowany jest w trzech zasadniczych osiach lub w przechodzących przez środek głowy kości udowej płaszczyznach, którymi są: płaszczyzna czołowa (równoległa do czoła), strzałkowa (prostopadła do płaszczyzny czołowej) oraz poprzeczna (biegnąca poziomo). Podstawowe ruchy, występujące w stawie biodrowym oraz średni ich zakres dla osoby dorosłej to:

- wyprost-zgięcie (płaszczyzna strzałkowa); 10° - 0 - 145° (mierzone przy zgiętym kolanie do 90°);
- odwodzenie i przywodzenie (płaszczyzna czołowa); 60° - 0 - 15° (kończyna wyprostowana);
- odwodzenie i przywodzenie (płaszczyzna poprzeczna); 45° - 0 - 20° (zgięcie kończyny pod kątem 90° w stawie biodrowym);
- rotacja zewnętrzna i wewnętrzna; 60° - 0 - 30° .



Rys.2.1 Ruchy w stawie biodrowym i ich zakres; A- zginanie, B – wyprost, C –odwodzenie, D – rotacja zewnętrzna, E – rotacja wewnętrzna. [1]

W stawie biodrowym występuje sprzężenie ruchów. Oznacza to, że jeden ruch jest w mniejszym lub większym stopniu niezależny od drugiego. Łączą się one również z ruchami kręgosłupa, które są wykonywane, gdy pojawia się ograniczenie ruchowe stawu biodrowego.

Łańcuch kinematyczny kończyny dolnej decyduje o jakości ruchu. Mięśnie stabilizujące staw obręczy kończyny dolnej, mają wpływ na sposób chodzenia i stania. O ruchu w zamierzonym kierunku, prędkości i zakresie decydują dwie składowe siły mięśni. Pierwsza składowa stabilizująca odpowiada za dociśnięcie powierzchni stawowych, przeciwstawiając sile odśrodkowej działającej na elementy kostne stawu biodrowego. Druga składowa skręcająca inicjuje ruch.

2.3.Chód

Chód to przemieszczenie środka ciężkości ciała człowieka, przy wykonywaniu cyklicznych, przemiennych ruchów kończyn dolnych i tułowia, przy jak najmniejszym wydatku energetycznym. Podczas jednego cyklu chodu wyróżnia się dwie fazy:

1) faza podporu, która dzieli się na pięć składowych:

- kontakt pięty z podłożem,
- stopa płasko,
- obciążenie właściwe (ustawienie środka ciężkości ciała na równi z środkiem geometrycznym stopy w momencie kontaktu z podłożem),
- propulsja, czyli oderwanie pięty od podłoża,
- oderwanie palucha od podłoża;

2) faza przenoszenia, którą podzielono na trzy składowe:

- przyspieszenie (zapoczątkowanie przeniesienia kończyny zakroczonej do porzodu w pozycji strzałkowej),
- przenoszenie właściwe (kość piszczelowa znajduje się w płaszczyźnie czołowej głównej),
- hamowanie (spowolnienie ruchu kończyny przed kontaktem z podłożem).

Sytuacja gdzie przodostopie kończyny podporowej ma ciągły kontakt z podłożem w czasie, gdy kończyna przenoszona już się z nim zetknęła nazywa się fazą podwójnego podparcia. Czas trwania tej fazy zależy od szybkości chodu. Podczas biegu występuje faza lotu, czyli kończyna podporowa utraciła kontakt z podłożem, a kończyna przenoszona jeszcze się z nim nie zetknęła.

Parametry chodu zależą od kilku czynników, takich jak płeć, wiek czy wzrost. Średni czas trwania fazy podporu to ok. 60% całego cyklu chodu, natomiast faza przenoszenia to pozostałe 40%. Przeciętny człowiek chodzi z prędkością ok. 5 km/h. Przy wolnym chodzie częstotliwość jego kroków na minutę wynosi 70, a podczas szybkiego marszu 130.

Chód określony jest przez sześć determinantów, które wpływają na zmniejszenie wydatku energetycznego oraz poprawiają jego efektywność:

- 1) Skręty miednicy – ruchy rotacyjne miednicy odbywają się w płaszczyźnie poziomej. Miednica wykonuje skręt w zakresie ok. 5° w stronę kończyny przenoszonej, której udo znajduje się w rotacji zewnętrznej. Udo kończyny podporowej jest w tym czasie w rotacji wewnętrznej.
- 2) Pochylenie miednicy – ruch odbywa się w płaszczyźnie czołowej. Następuje pochylenie miednicy w zakresie ok. 8° w stronę kończyny przenoszonej. Staw biodrowy kończyny podporowej ustawia się w przywiedzeniu natomiast kończyny przenoszonej w odwiedzeniu.
- 3) Ruchy boczne miednicy – następuje boczne przemieszczenie miednicy podczas chodu, wynikające z obciążenia kończyn dolnych.
- 4) Zgięcie w stawie kolanowym – zgięcie wykonywane jest w zakresie ok. 20° w początkowej fazie podporowej. Powoduje to redukcję wysokości środka ciężkości w momencie, gdy masa ciała przeniesiona jest w przód, ponad kończynę podporową.
- 5) Ruchy w stawie kolanowym – ruchy te wpływają na skrócenie czynnościowe kończyny przenoszonej znajdującej się w płaszczyźnie strzałkowej. Przy sprawnym chodzie, możliwość zgięcia w stawie kolanowym powinna wynosić do ok. 65° .
- 6) Ruchy stopy i stawu skokowo-goleniowego – zakres ruchomości w stawie skokowo-goleniowym wynosi od 15° do 20° w płaszczyźnie strzałkowej.

W poszczególnych fazach chodu rotację stawów kończyny dolnej powoduje moment siły, który jest wektorowym iloczynem siły i odległości, od punktu jej przyłożenia, czyli ramienia dźwigni. W przypadku gdy ramię znajduje się w osi pionowej wyróżniamy moment rotujący wewnętrznie powodujący szpotawienie oraz moment rotujący zewnętrznie powodujący koślawienie. Wyróżnia się dodatkowo moment zginający, który powoduje zamknięcie stawu (zmniejszenie kąta). Pojawia się on gdy środek ciężkości ciała znajduje się poza osią stawu kolanowego w chwili zetknięcia pięty z podłożem. Jeśli moment powoduje otwarcie stawu (zwiększenie kąta) nazywa się go momentem wyprostnym. Moment ten pojawia się gdy działa siła powodująca skurcz mięśnia czworogłowego uda. Siła działa na ramieniu o długości

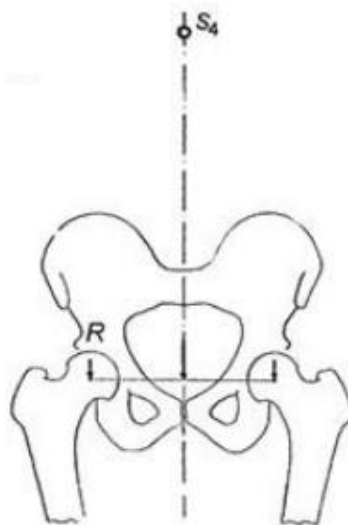
mierzonej od osi ścięgna do osi obrotu stawu kolanowego. W tym czasie pojawia się moment, który powoduje zwiększenie kąta stawu kolanowego dążącego do wyprostu.

Wyżej wymienione momenty pomagają przy analizie całego cyklu chodu. Dzięki nim możliwe jest określenie aktywnej roli mięśni i sprecyzowanie położenia stawu, aby utrzymać stan równowagi układu. Analiza momentów sił jest niezbędna do określenia patologii funkcjonowania mięśni i stawów danego pacjenta oraz dostosowania odpowiedniego leczenia.

2.4. Modele obciążeń stawu biodrowego

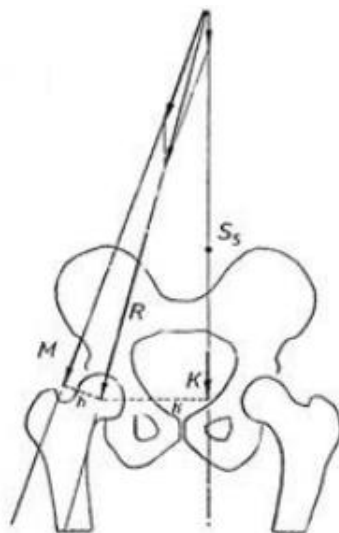
Najczęściej analizowanymi modelami obciążeń stawu biodrowego są model Pauwels'a, Maquet'a oraz Będzińskiego.

Model Pauwels'a obrazuje obciążenia w przypadku stania na jednej oraz obu kończynach. Podczas podporu obunożnego środek ciężkości S_4 przechodzi przez środek kości miedniczej, zatem obciążenie jest równomiernie rozmieszczone na obie kończyny dolne i wynosi ok. 62% masy ciała tj. tułów, kończyny górne, głowa.



Rys.2.2 Obciążenie stawu biodrowego podczas stania na obu kończynach. S_4 – środek ciężkości, R – wypadkowa siły działająca na głowę kości udowej. [3]

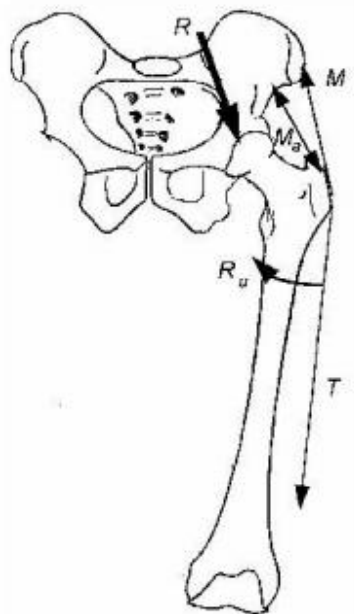
W przypadku stania na jednej kończynie, staw biodrowy przejmuje dodatkowo ciężar kończyny oderwanej od podłoża, a całkowite jego obciążenie stanowi ok. 81% masy ciała.



Rys.2.3 Faza obciążenia jednej nogi. S_s –środek ciężkości ciała, K – wypadkowa siła oddziaływania mas ciała, M – oddziaływanie mięśni odwodzących, R – reakcja wypadkowa oddziaływania na głowę kości udowej. [3]

Model Maquet'a powstał na podstawie modelu Pauwels'a. W modelu tym boczna część powięzi szerokiej, napinana jest przez mięsień odwodzący. Pasma biodrowo-piszczelowe przebiega wzdłuż trzonu kości udowej (kresy chrapowej) od grzebienia kości biodrowej do kłykcia kości piszczelowej (guzek Gerdiego). Pasma posiada możliwość poślizgu na powierzchni krętarza wielkiego kości udowej. Tak zamodelowana boczna część powięzi zapewnia dodatkową siłę poziomą, która stabilizuje staw biodrowy.

Model Będzińskiego został opracowany uwzględniając nie tylko płaszczyznę czołową, ale również płaszczyznę strzałkową i poprzeczną. Dzięki analizie obciążenia we wszystkich płaszczyznach możliwe jest zbadanie sił działających na staw biodrowy podczas wykonywania kończyną wielokierunkowych czynności.



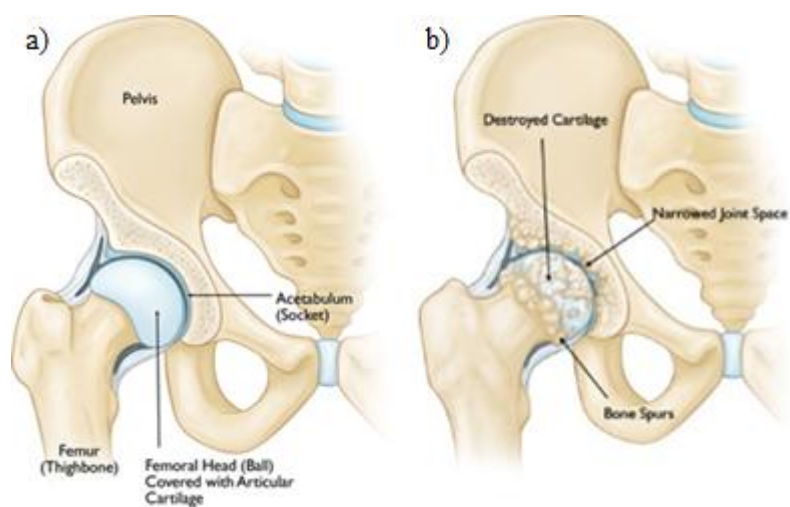
Rys.2.4 Model oddziaływania obciążeń w stawie biodrowym. R – oddziaływanie mas tułowia na głowę kości udowej, M – oddziaływanie mięśni odwodzicieli, T – oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego, R_u – skręt rotatorów. [3]

3. Zmiany chorobowe stawu

Choroba zwyrodnieniowa jest najczęstszym problemem zdrowotnym stawu. Charakteryzuje się ona stopniowym zanikiem chrząstki stawowej i kości podchrzęstnej, w skutek zaburzenia równowagi pomiędzy procesami degradacji i syntezy. Wyróżnia się zwyrodnienie pierwotne (gdy przyczyny choroby nie są znane) i wtórne.

Na zmiany zwyrodnieniowe wtórne występujące w stawie biodrowym wpływ ma przede wszystkim wiek. Z czasem następuje zmniejszenie się grubości i elastyczności chrząstki, co jest naturalnym i nieuniknionym procesem. Innymi czynnikami przyczyniającymi się do postępowania zmian chorobowych jest waga, nieprawidłowa budowa stawu, stany zapalne, urazy czy inne schorzenia.

Wczesna diagnoza wszelkich zmian w stawie biodrowym może pomóc w ich uleczeniu, bądź zahamowaniu dalszego ich postępowania. W przypadku, gdy leczenie zachowawcze nie przyniosło oczekiwanego rezultatu, chrząstka stawowa uległa degradacji bądź pojawiły się deformacje głowy kości udowej i biodra, niezbędne jest przeprowadzenie alloplastyki.



Rys.3.1 a) prawidłowa budowa stawu biodrowego, b) zwyrodnienie stawu biodrowego – widocznie zmniejszenie się przestrzeni jamy stawowej będące wynikiem degradacji tkanki chrzęstnej oraz kości podchrzęstnej.[11]

4. Budowa i rodzaje endoprotez

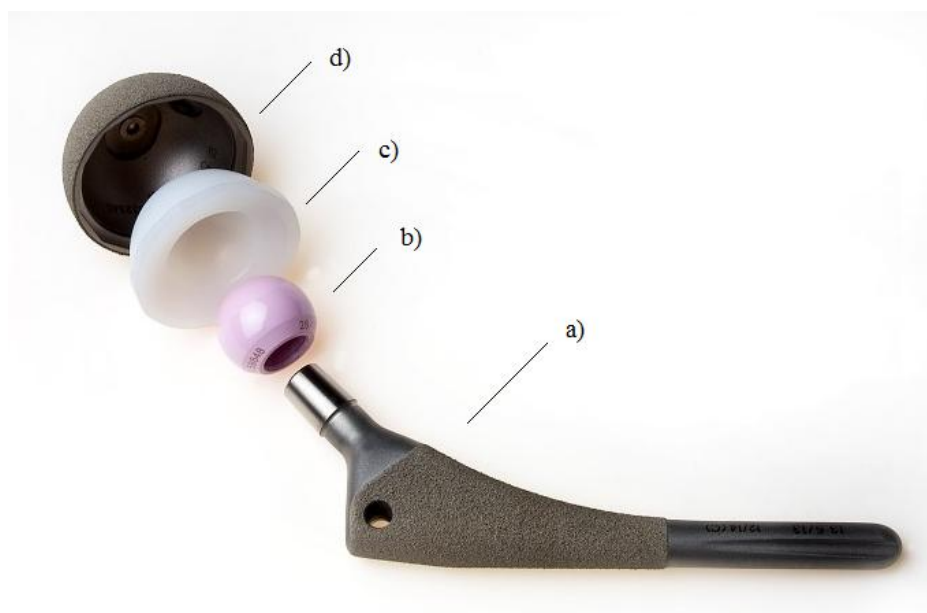
Endoproteza to rodzaj implantu, którego zadaniem jest przywrócenie funkcji uszkodzonego narządu, głównie układu ruchów. Wykonany jest z biomateriałów, wykazujących zdolność łączenia się z tkanką oraz adaptację z organizmem ludzkim.

4.1. Budowa endoprotez

Endoproteza powinna zostać zaprojektowana w taki sposób, aby przejąć funkcję stawu biodrowego, zapewniając odpowiedni zakres ruchów kończyny, odporność na ścieranie zarówno endoprotezy jak i chrząstki stawowej oraz przenosić drgania czy obciążenia.

Endoproteza stawu biodrowego może być dwu-, trój- lub czteroelementowa. Części wyróżniane w endoprotezach to:

- trzpień – osadzany w kanale szpikowym kości udowej,
- głowa – ma za zadanie zastąpić głowę kości udowej,
- warstwa pośrednia – mocowana jest pomiędzy głową endoprotezy a jej panewką,
- panewka – osadzana jest w panewce kostnej stawu biodrowego.



Rys.4.1 a) trzpień, b) głowa, c) warstwa pośrednia, d) panewka. [15]

4.2. Rodzaje endoprotez

Ze względu na przyczynę, rodzaj dysfunkcji oraz rodzaj przeprowadzanej alloplastyki stawu biodrowego, endoprotezy dzieli się uwzględniając złożoność konstrukcji (endoprotezy połowicze i całkowite) i sposób ich mocowania (endoprotezy cementowe i bezcementowe).

Endoprotezy połowicze stosowane są zazwyczaj u osób starszych, które mają ograniczoną aktywność fizyczną. Cechuje je stałe połączenie głowy z trzpieniem, który mocowany jest w kanale szpikowym kości udowej. Odmianą endoprotezy połowiczej, która znalazła szersze zastosowanie jest endoproteza bipolarna. Do trzpienia mocowana jest na zasadzie kulistego przegubu podwójna głowa. Dzięki takiemu rozwiązaniu powstają dwie płaszczyzny stykowe oraz zmniejszone zostaje tarcie pomiędzy chrząstką stawową a głową endoprotezy.

Endoprotezy całkowite składają się z trzpienia, na który zamocowana jest głowa, warstwa pośrednia i panewka. W zależności od rodzaju zastosowanej warstwy pośredniej, endoproteza może być trój- lub czteroelementowa. Endoprotezy całkowite mocowane są za pomocą cementu kostnego, bezcementowo lub hybrydowo.

Endoprotezy cementowe mocowane są zazwyczaj u osób starszych, u których występuje osteoporoza. Elementami stabilizującymi endoproteze u łożysku kostnym są zazwyczaj cementy kompozytowe i hydrożelowe.

Endoprotezy bezcementowe stabilizowane są mechanicznie, wykorzystując zjawisko osteointegracji. Aby tkanka kostna poprawnie zrosła się z endoprotezą ważne jest zapewnienie stabilności pierwotnej trzpienia, co ma wpływ na trudność zabiegu, jego większą dokładność i odpowiednie jego zaplanowanie. Do umieszczenia endoprotezy bezcementowe stosuje się metodę typu press-fit.

Endoprotezy hybrydowe wykorzystywane są przy wymianie endoprotezy na nową. Charakteryzują się tym, że jeden z elementów jest cementowy a drugi bezcementowy.



Rys.4.2 a) endoproteza połowicza, b) endoproteza bipolarna, c) endoproteza całkowita bezcementowa. [13,14]

Obecnie coraz częściej dąży się do tego aby w jak największym stopniu oszczędzać tkankę kostną. U osób młodych zastępuje się jedynie uszkodzone powierzchnie stawowe i tkankę podchrzęstną, zostawiając głowę i szyjkę kości udowej. W takich przypadkach stosuje się endoprotezy typu BHR (Birmingham Hip Resurfacing).



Rys.4.3 Endoproteza BHR. [12]

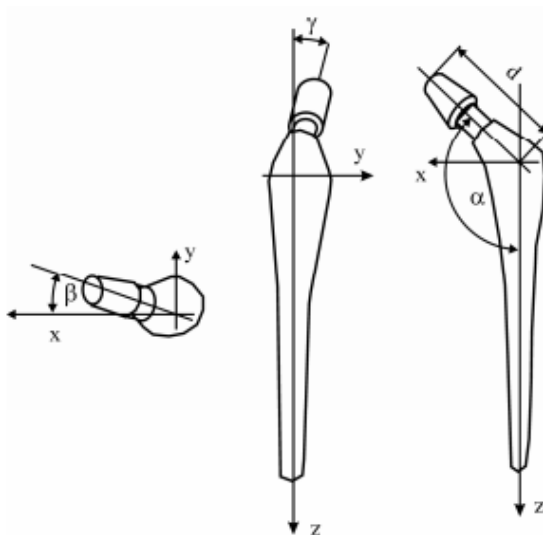
5. Projektowanie i wymiarowanie endoprotez

Endoproteza pełni funkcję organu zastępczego, musi więc zapewniać odpowiednią stabilizację i ruchliwość stawu przy codziennych czynnościach. Z tego względu niezbędne jest prawidłowe jej zaprojektowanie, bardzo dokładnie uwzględniając geometrię stawu biodrowego oraz odpowiedni dobór materiałów.

5.1. Wymiarowanie

Najważniejszym krokiem przy wymiarowaniu endoprotezy jest odpowiednie ustalenie jej kątów zgodnych z geometrią kości udowej. Niezbędne kąty to:

- kąt antewersji „ γ ” – określający nachylenie osi trzonu,
- kąt antetorsji „ β ” – to kąt pomiędzy osią szyjki trzonu endoprotezy a płaszczyzną czołową,
- kąt szyjkowo-trzonowy „ α ” - to kąt pomiędzy środkiem osi szyjki trzonu endoprotezy a odległości jednej trzeciej osi trzpienia.



Rys.5.1 Wymiarowanie wybranych kątów endoprotezy stawu biodrowego.[16]

Innymi niezbędnymi wymiarami przy projektowaniu endoprotezy są:

- długość trzpienia,
- przesunięcie głowa-trzpień,
- długość szyjki.

5.2. Projektowanie

W nielicznych przypadkach, gdy deformacje kości udowej lub panewki znacznie odbiegają od normy, niezbędne jest zaprojektowanie endoprotezy na wymiar CM (custom made). Jest to długa i kosztowna procedura (ok. 30 tys. złotych), która wymaga wielu przygotowań. Jednak w większości przypadków wykorzystuje się endoprotezy wcześniej zaprojektowane, które uwzględniają cechy antropometryczne populacji, biorąc pod uwagę wiek, płeć, wzrost czy masę. Innym ważnym aspektem jest dobór właściwości mechanicznych biomateriałów użytych na endoprotezę. Niezbędne jest zatem przeprowadzenie odpowiedniej analizy naprężeń i przemieszczeń występujących pomiędzy kością a endoprotezą.

Do wytwarzania i projektowania endoprotez wykorzystywane jest środowisko technik komputerowych takich jak:

- 1) badanie tomograficzne stawu biodrowego,
- 2) przetwarzanie obrazów CT do późniejszego odwzorowania struktur kostnych w systemie CAD,
- 3) tworzenie trójwymiarowych modeli kości w systemie CAD, przy wykorzystaniu następujących etapów obróbki obrazu:
 - segmentacja – jest procesem polegającym na podziale obrazu na rozłączne, jednorodne elementy (obszary), którymi są zbiory pikseli. Najczęściej stosowaną metodą segmentacji jest progowanie,
 - filtracja – jest operacją matematyczną, dzięki której otrzymywany jest nowy obraz o nowej wartości piksela uzyskanej z wielu pikseli obrazu wyjściowego. Filtracja służy również do usuwania szumów lub rozmycia obrazów,
 - detekcja krawędzi – służy do zmniejszenia ilości danych na obrazie, wykluczając mniej istotne elementy, a zostawiając najważniejsze właściwości struktur,
 - trójwymiarowa rekonstrukcja - proces opierający się na zastosowaniu optyki geometrycznej, kolorymetrii i fotometrii.
- 4) projektowanie elementów endoprotezy z uwzględnieniem jego optymalnych wymiarów geometrycznych zgodnych z geometrią kości udowej i panewki stawu biodrowego,
- 5) opracowanie programu obróbki w systemie CAM na obrabiarki CNC.

6. Biomateriały stosowane do produkcji endoprotezy

Według definicji ustalonej przez organizację ESB (The European Society for Biomaterials) *biomateriał to substancja inna niż lek lub kombinacja substancji syntetycznych lub naturalnych, która może być użyta w dowolnym czasie jako część lub całość systemu, zastępując tkankę lub organ, lub pełniąc jego funkcję.*

6.1. Tytan i jego stopy

Tytan i jego stopy jest najczęściej stosowanym materiałem na implanty medyczne. W porównaniu do innych materiałów metalicznych stopy tytanu wykazują bardzo wysoką biotolerancję w środowisku tkankowym, wytrzymałość, plastyczność czy odporność na korozję wżerową i międzykrystaliczną. Ponadto charakteryzują się niskim modułem Younga, a wysoka wytrzymałość na rozciąganie wraz z małą gęstością tytanu zapewnia wysoką wytrzymałość właściwą.

Stopy tytanu dzieli się ze względu na strukturę i udział faz. Wyróżnia się:

- stopy jednofazowe α – jest to niskotemperaturowa odmiana, stabilna w temperaturze poniżej 882°C, o strukturze krystalicznej HZ. Najczęściej używanym pierwiastkiem przy stabilizowaniu fazy α (podwyższaniu temperatury przemiany alotropowej) jest Al oraz pierwiastki międzywęzłowe takie jak: O, N, C;
- stopy jednofazowe β – to odmiana wysokotemperaturowa, stabilna w temperaturze powyżej 882°C, o strukturze przestrzennie centrowanej RPC. Pierwiastki sabilizujące fazę β (obniżające temperaturę przemiany alotropowej) dzieli się na β -izomorficzne (V, Mo, Ta, Nb) i β -eutektoidalne (Fe, Mn, Cr, Ni, Cu, Si);
- stopy dwufazowe $\alpha + \beta$.

Najczęściej stosowanymi stopami w bioinżynierii są stopy dwufazowe. Ich właściwości mechaniczne mogą być dostosowane do potrzeb stosując odpowiedni proces technologiczny. Najpopularniejszym stopem dwufazowym jest stop Ti-6Al-4V. W medycynie wykorzystywany jest on głównie na endoprotezy. Największą wadą tego stopu jest jego toksyczność, wynikająca z obecności wanadu. Z tego względu opracowano bezwanadowe stopy tytanu Ti-6Al-7Nb, wykazujące bardzo wysoką biokompatybilność.

6.2. Stopy na osnowie kobaltu

Stopy na osnowie kobaltu dzięki obecności warstwy pasywnej na ich powierzchni, wykazują wysoką odporność na korozję elektrochemiczną w organizmie ludzkim. Przekłada się to na bardzo dobrą biokompatybilność i możliwość zastosowania ich na implanty długotrwałe.

Podstawowymi dodatkami stopowymi stopów na osnowie kobaltu są: chrom (18-30%), nikiel (15-37%), molibden (2,5-9%) oraz mangan, wolfram, krzem, tytan, węgiel. Obecność chromu i molibdenu wpływa na odporność na korozję w szerokim zakresie temperatur oraz w środowiskach normalnych i kwaśnych. Nikiel wpływa na obniżenie temperatury topnienia stopu. Ponadto stopy na osnowie kobaltu wykazują bardzo dobrą wytrzymałość mechaniczną w wysokich temperaturach. W zależności od przeznaczenia stopy można podzielić na odlewnicze (stellity) i przerabiane plastycznie. Różnią się od siebie przede wszystkim wytrzymałością na rozciąganie, która wynosi od 235 dla stopów przerabianych plastycznie do 945 MPa dla stellitów. W medycynie zastosowanie znalazły stopy odlewnicze otrzymywane metodą metalurgii próżniowej. Przykładem jest stop Vitalium składający się z kobaltu (62,5%), chromu (30,8%), molibdenu (5,1%), manganu (0,5%) oraz węgla, krzemu i żelaza. Taki skład wpływa na wielofazową budowę wpływającą na właściwości mechaniczne stopu. Stopy odlewnicze charakteryzują się wysoką twardością i sprężystością.

6.3. Bioceramika

Bioceramika odznacza się od materiałów metalicznych wyższą biotolerancją i nietoksycznością. Wyróżnia się bioceramikę opartą na fosforanie wapnia pochodzenia naturalnego lub syntetycznego (np. hydroksyapatytowa), tlenkową (korundowa, cyrkonowa) oraz węglową. Na szczególne wyróżnienie w protetyce zasługuje bioceramika korundowa, która wykazuje bardzo wysoką bioaktywność, co ma wpływ na szybką osteointegrację, nie powoduje odrzutu implantu, jest niekancerogenna i niecytotoksyczna. Ponadto posiada najwyższą wytrzymałość spośród wszystkich materiałów bioceramicznych oraz najniższą podatność na zużycie, co kwalifikuje ją do użycia na protezy długotrwałe.

6.4.Cement kostny

Cementy kostne służą do łączenia endoprotez z kością oraz do wypełnienia ubytków kostnych. Mogą być również nośnikami dla antybiotyków, w przypadku gdy występuje ryzyko zapalenia okołowszczepowego. Cementy można podzielić na: polimerowe, fosforanowo-wapniowe, kompozytowe, hydrożelowe. Ich główną funkcją jest stabilizacja protezy oraz przenoszenie obciążeń. Stosowany jest najczęściej u osób chorujących na osteoporozę, których kość nie jest w stanie wytworzyć naturalnego zrostu z protezą.

6.5.Hydroksyapatyt

Hydroksyapatyt jest mineralnym składnikiem tkanki kostnej, zapewniającym jej rusztowanie oraz odpowiednią wytrzymałość. Stosowane są na powłoki endoprotez metalicznych wpływając na ich lepsze mocowanie w kości, zmniejszają ich zużycie oraz chronią przed przedostaniem się niechcianych pierwiastków do organizmu ludzkiego.

6.6.Polimery

Polimery stosowane w medycynie muszą przejść szereg odpowiednich badań i modyfikacji zanim zostaną wprowadzone do organizmu ludzkiego. Powinny oddznaczać się dobrą biotolerancją, nie powinny zatem być kancerogenne, alergizujące oraz toksyczne dla otaczających ich tkanek. Ponadto polimery medyczne charakteryzują się bardzo dobrymi właściwościami wytrzymałościowymi, podatnością na kształtowanie oraz trwałością:

W medycynie wyróżniamy takie polimery jak:

- polimery syntetyczne – do których zaliczamy polimery niedegradowalne, bioresorbowalne i biodegradowalne,
- biopolimery – polimery wytwarzane przez organizmy żywe np. kolagen, jedwab, celuloza.

Na części endoprotezy najczęściej stosowany jest polietylen czyli polimer syntetyczny niedegradowalny. Wyróżnia się on dużą elastycznością, bardzo dobrą wytrzymałością mechaniczną oraz małą podatnością na zużycie ścierne. Największą wadą polimerów jest ich podatność na zwapnienia, co powoduje zanik ich elastyczności oraz utrata właściwości mechanicznych na skutek występowania różnych reakcji chemicznych.

7. Metody obliczeń inżynierskich

Teoria zawarta w rozdziale opiera się na informacjach z [8,9,10].

7.1. Naprężenia i odkształcenia

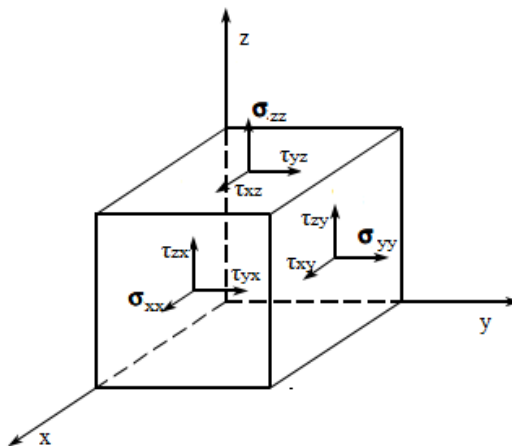
Odkształcenia odnoszą się do ciał materialnych, których poszczególne punkty ulegają przemieszczeniu pod wpływem działania obciążenia mechanicznego, o dowolnej wartości. Składowe wektora przemieszczeń oznacza się poprzez u, v, z (dla układu spólrzędnych x, y, z). Najczęściej, jeśli jest to możliwe, badany obiekt upraszcza się myślowo do prostopadłościanu, a długości jego krawędzi oznacza się następująco: dx, dy, dz . Działające obciążenie wpływa na zmianę długości określonych krawędzi, co przedstawia poniższy zapis (dla odkształceń liniowych):

$$(1 + \varepsilon_x)dx, \quad (1 + \varepsilon_y)dy, \quad (1 + \varepsilon_z)dz \quad (7.1)$$

Poza odkształceniami liniowymi krawędzie danego ciała mogą ulec również odkształceniom kątowym, co oznacza się poprzez: $\gamma_x, \gamma_y, \gamma_z$. Zbiór składowych stanu odkształcenia określa tensor odkształceń:

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yx}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix} \quad (7.2.)$$

Wyodrębnienie fragmentu analizowanego ciała oraz utworzenie przekroju myślowego płaszczyznami równoległymi do prostokątnego układu współrzędnych umożliwia otrzymanie naprężeń normalnych σ_{ij} , oraz naprężeń stycznych τ_{ij} ; gdzie wskaźnik „i” określa kierunek działania siły, a wskaźnik „j” określa oś prostopadłą do danej płaszczyzny.



Rys. 7.1 Składowe tensora naprężeń

Otrzymane naprężenia można przedstawić za pomocą tensora naprężeń:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \frac{\tau_{xy}}{2} & \frac{\tau_{xz}}{2} \\ \frac{\tau_{yx}}{2} & \sigma_y & \frac{\tau_{yz}}{2} \\ \frac{\tau_{zx}}{2} & \frac{\tau_{zy}}{2} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

Wykorzystując otrzymane naprężenia normalne oraz styczne możliwe jest wyznaczenie maksymalnego naprężenia zredukowanego wg von Mises'a opartego na hipotezie Huberta – Mises'a – Hencky'ego. Hipoteza ta mówi, że wyćężenie materiału sprężysto-plastycznego występuje w miejscu, gdzie gęstość energii odkształcenia postaciowego osiąga wartość granicy plastyczności danego materiału. Wyraża się to za pomocą wzoru:

$$\sigma_{red} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{xx} - \sigma_{zz})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)} \quad (7.4)$$

7.2. Prawo Hooke'a i równanie ruchu dla ciała stałego

7.2.1. Prawo Hooke'a dla jednoosiowego stanu naprężeń

Statyczna próba rozciągania, która jest jednym z ważniejszych badań wytrzymałościowych materiałów, opiera się na parawie Hooke'a. Prawo to opisuje związek pomiędzy odkształceniami i naprężeniami występującymi w ciałach izotropowych:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (7.4)$$

gdzie: σ - naprężenia normalne [MPa],

E - współczynnik sprężystości wzdłużnej (moduł Younga) [Pa],

ε - odkształcenia liniowe (względne).

7.2.2. Prawo Hooke'a dla trójwymiarowych układów naprężeń.

Prawo Hooke'a rozpatrywać również można dla trójwymiarowych układów naprężeń wykorzystując współczynnik Poissona oraz związki pomiędzy naprężeniami ścinającymi i odkształceniami kątowymi. W przyjętym ciele izotropowym, liniowo sprężystym występują składowe odkształceń wzdłużnych: $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$, które odpowiadają składowym naprężen

normalnych: $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$. Poza naprężeniami działającymi w kierunku danego odkształcenia wyróżnia się naprężenia boczne, prostopadłe do kierunku naprężeń normalnych.

$$\begin{aligned}\varepsilon_x &= \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \\ \varepsilon_y &= \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_z + \sigma_x)] \\ \varepsilon_z &= \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)]\end{aligned}\tag{7.5}$$

$$\begin{aligned}\gamma_{xy} &= \frac{\tau_{xy}}{G} \\ \gamma_{yz} &= \frac{\tau_{yz}}{G}\end{aligned}\tag{7.6}$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G}$$

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

gdzie: G – moduł Kirchoffa,

ν – współczynnik Poissona

Opierając się na prawie Hooke'a przedstawiającego zależności pomiędzy naprężeniami a odkształceniami możliwe jest uzyskanie podstawowego równania ruchu opisanego przez równanie Navier'a.

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F}\tag{7.7}$$

gdzie: ρ_s – gęstość ciała stałego,

\mathbf{u} - wektor przemieszczeń,

$\boldsymbol{\sigma}$ – tensor naprężeń,

\mathbf{F} – wektor sił masowych.

Biorąc pod uwagę trójwymiarowy stan naprężeń równanie Navier'a (7.7) ma postać:

$$\begin{aligned}\rho_s \frac{\partial^2 u_1}{\partial t^2} - \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} &= F_x, \\ \rho_s \frac{\partial^2 u_2}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} - \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} &= F_y, \\ \rho_s \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} - \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} &= F_z.\end{aligned}\quad (7.8.)$$

W ciałach izotropowych występują dwie stałe Lamego:

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (7.9.)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (7.10)$$

Wykorzystując prawo Hooke'a oraz powyższe stałe możliwe jest zapisanie równania Naviera dla ciała izotropowego w postaci:

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = \mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mathbf{F}. \quad (7.11)$$

W stanie ustalonym równanie (7.11.) dla ciała izotropowego ma postać:

$$\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mathbf{F} = \mathbf{0}. \quad (7.12)$$

Równanie konstytutywne, określające zależności pomiędzy naprężeniami mechanicznymi a odkształceniami przedstawia się jako:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (7.13)$$

gdzie: \mathbf{D} – macierz sztywności,

$\boldsymbol{\varepsilon}$ – tensor odkształceń.

Macierz sztywności opisana jest przez macierz:

$$D = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (7.14)$$

8. Tworzenie geometrii elementów kostnych

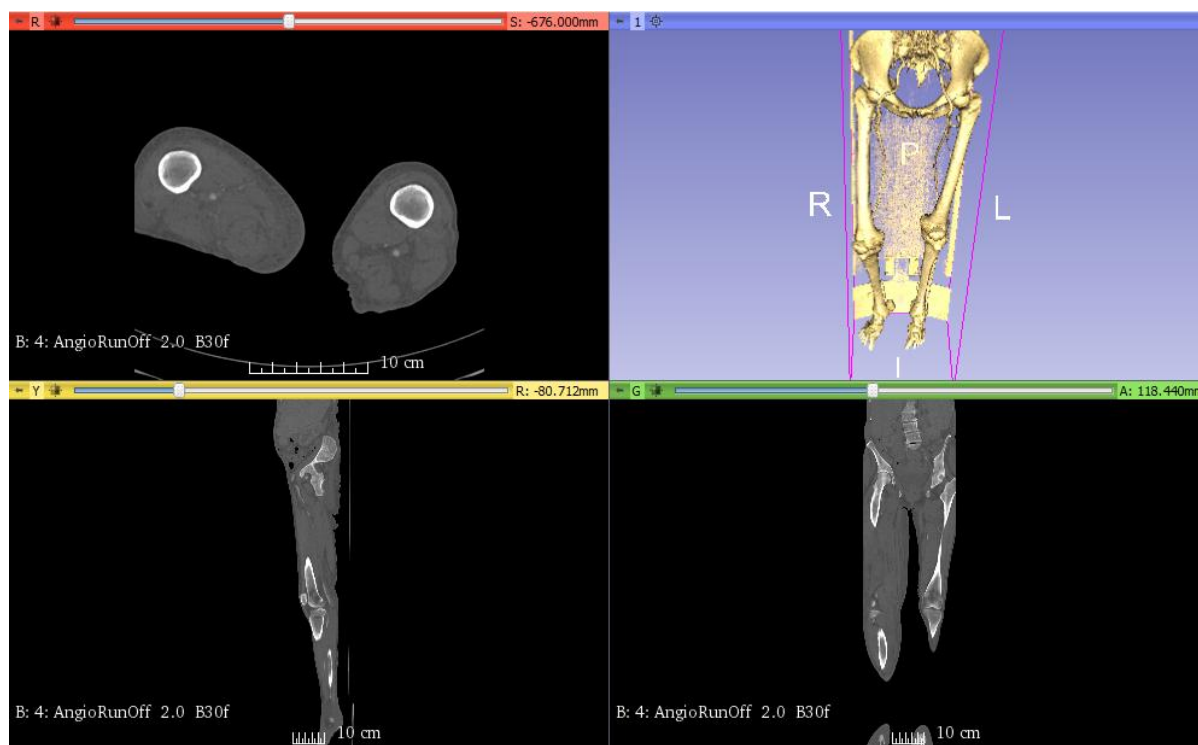
Określenie geometrii kości jest podstawowym krokiem przy projektowaniu bądź doborze endoprotezy. W tym celu wykorzystuje się programy komputerowe umożliwiające obróbkę obrazów w formacie DICOM, które uzyskiwane są podczas badań za pomocą tomografu komputerowego.

DICOM (ang. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) jest standardem wykorzystywanym w urządzeniach medycznych wymagających zapisania obrazu w wysokiej rozdzielczości. Umożliwia on dokładnie odwzorowanie określonych struktur jako spójny system informatyczny, przechowywanie oraz wymianę informacji.

Jednym z programów, który daje możliwość analizy i obróbki obrazu w standardzie DICOM jest 3D Slicer. To oprogramowanie typu open-source, które posiada możliwość rozbudowania dzięki dostępności wielu wtyczek. 3D Slicer daje możliwość złożonej analizy obrazu czy utworzenie jego przestrzennej wizualizacji.

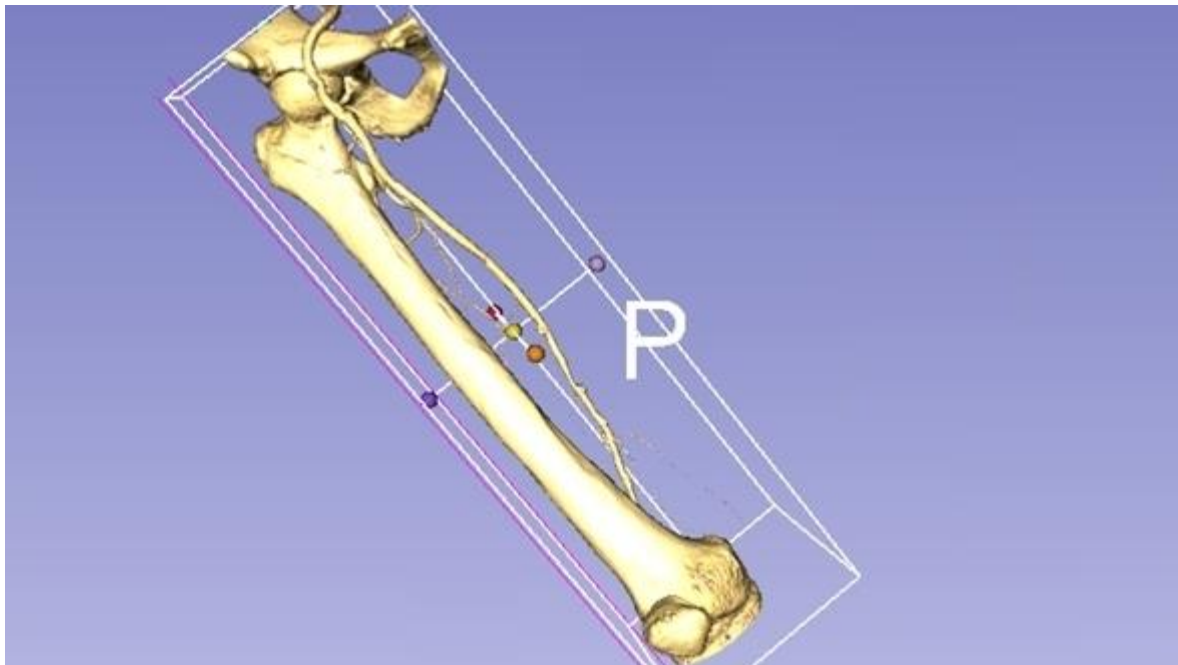
8.1. Proces tworzenia przestrzennego modelu kości udowej

Do utworzenia trójwymiarowego modelu kości niezbędne było uzyskanie pliku w standardzie DICOM. W tym celu skorzystano z biblioteki dostępnej na stronie internetowej oprogramowania OsiriX.



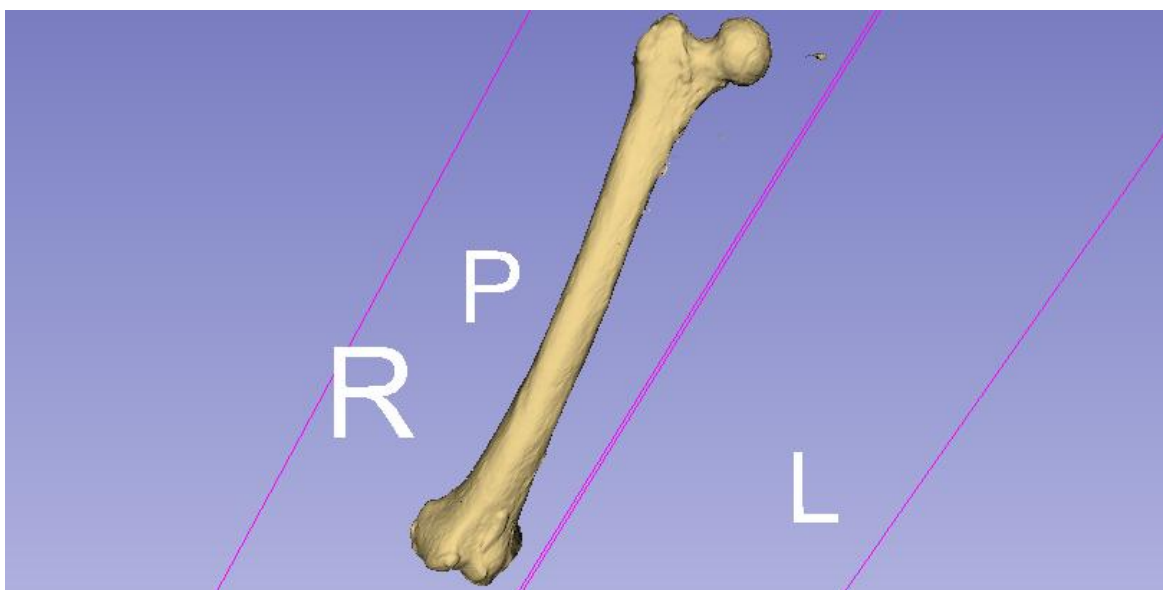
Rys.8.1 Widok zdjęcia tomografii komputerowej w płaszczyźnie poprzecznej, strzałkowej oraz czołowej.

Do programu importowano plik „KESKONRIX” składający się z 1121 zdjęć, które obejmują dolną część ciała pacjenta. (od jamy brzusznej do stóp). Następnym krokiem jest wyodrębnienie odpowiego fragmentu ciała, w tym przypadku prawej kości udowej, za pomocą funkcji „Volume Rendering” oraz „Crop Volume”.



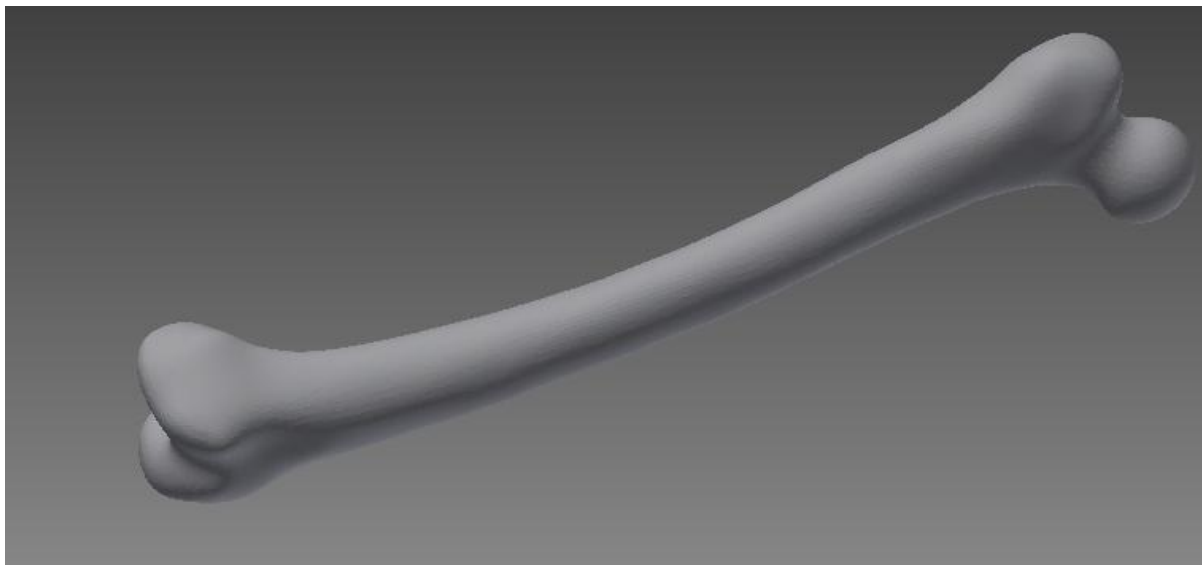
Rys.8.2 Wyodrębniona prawa kość udowa wraz z fragmentem kości miedniczej oraz naczyniami krwionośnymi: P(posterior)- tylna część płaszczyzny strzałkowej.

Po wykonaniu powyższych czynności dokonano segmentacji, gdzie za pomocą odpowiednich funkcji wyróżniono tkankę kostną oraz usunięto niechciane artefakty (fragment kości miedniczej oraz naczynia krwionośne).



Rys.8.3 Widok modelu kości udowej po procesie segmentacji, gdzie: R (right): prawa strona płaszczyzny czołowej, L (left:) lewa strona płaszczyzny czołowej, P (posterior) tylna część płaszczyzny strzałkowej.

Otrzymany model zapisano w rozszerzeniu .stl oraz zaimportowano do programu Autodesk Meshmixer. Program ten umożliwia dokładną edycję modelu, wyrównanie jego powierzchni oraz usunięciu pozostałych, niechcianych punktów znajdujących się wokół niego. Krok ten pozwolił na otrzymanie dokładniejszych wymiarów kości, na podstawie których dobiera się endoprotezę.



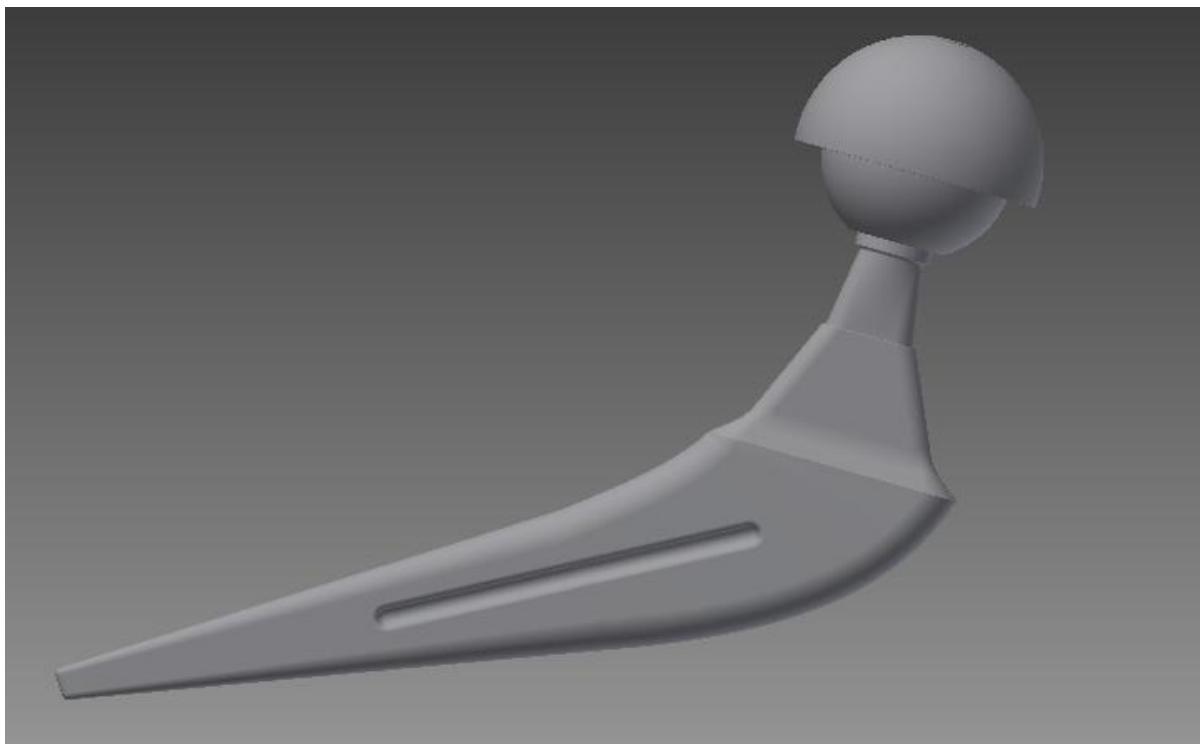
Rys.8.4 Widok kości udowej po edycji w programie Autodesk Meshmixer.

Wymiary otrzymanej kości udowej	
parametr	wymiar
długość szyjki	4,5 cm
średnica głowy kości udowej	3,0 cm
szerokość szyjki	2,7 cm
kąt szyjkowo-trzonowy	130,0°
największa szerokość kości udowej	3,8 cm
najmniejsza szerokość kości udowej	2,4 cm

Tab.8.1 Wymiary otrzymanej kości udowej

9. Analiza wytrzymałościowa endoprotezy

Model endoprotezy dopasowany został na podstawie otrzymanej kości. Posłużono się gotowym projektem pobranym z biblioteki [17], który poddano dodatkowej modyfikacji m.in. utworzenie zależności połączeń i wiązań, nadanie odpowiednich ruchów pomiędzy danymi elementami czy dopasowanie materiału. Zarówno modyfikacja jak i analiza przeprowadzone zostały w programie Autodesk Inventor Professional 2014.



Rys. 9.1 Model endoprotezy stawu biodrowego bez określonego materiału (widok programu Autodesk Inventor 2014).

Model składa się z czterech elementów: trzpienia, głowy, warstwy pośredniej oraz panewki. Wgłębienie na trzpieniu stanowi dodatkową powierzchnię dla zrostu tkanki kostnej z implantem, co wpływa na jego lepsze umocowanie w kości. Do każdego elementu przypisano odpowiedni materiał, aby zbadać wpływ każdego z nich na wartości naprężeń i odkształceń podczas analizy statycznej. Innym poruszonym problemem jest sprawdzenie oddziaływania ilości węzłów i elementów siatki na wartości otrzymane podczas analizy.

9.1. Modele obciążeń

Do przeprowadzenia analizy naprężeń i odkształceń wykorzystano dwa różne modele obciążeń stawu biodrowego. Pierwszy z nich opracowany został przez profesora Będzińskiego (rys. 2.4). W modelu tym uwzględnia się trzy przypadki obciążenia:

- przypadek I – stanie w pozycji wyprostowanej (podwójny podpór)

Stawy biodrowe są równomiernie obciążone w przypadku podporu na obu kończynach. Na podstawie badań Bergmanna [12] siła F działająca na staw biodrowy jest wypadkową z siły mas tułowia, oddziaływania mięśni i siły bezwładności oraz przyjmuje się, że stanowi 77% masy ciała w momencie podwójnego podporu.

$$F = 0,77 \cdot m \cdot g \text{ [N]} \quad (9.1.)$$

$$F = 0,77 \cdot 85 \text{ kg} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 642,06 \text{ N} \quad (9.2.)$$

- przypadek II – stanie na jednej kończynie

W przypadku stania na jednej kończynie obciążony jest tylko jeden staw, dlatego siła wypadkowa działająca na głowę kości udowej wynosi 233% masy ciała.

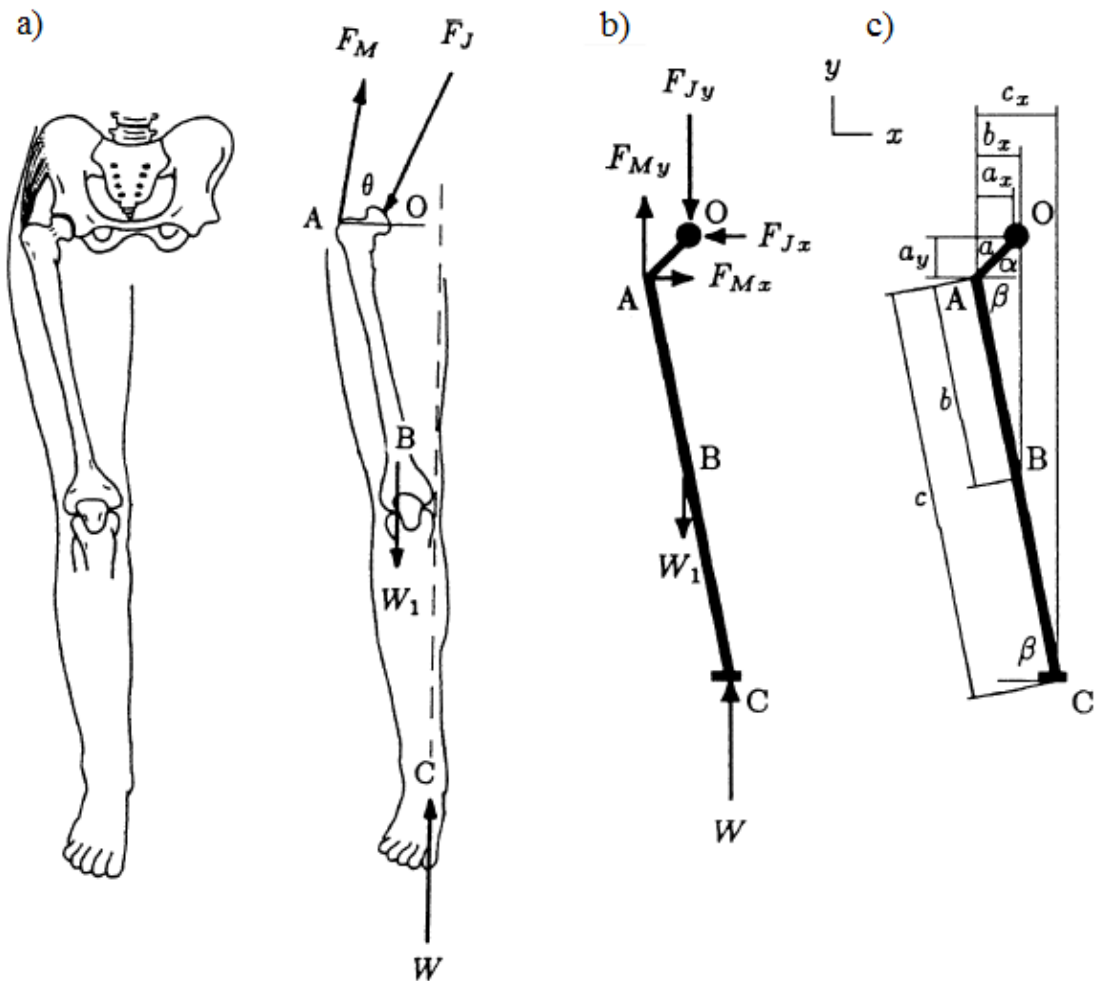
$$F = 0,233 \cdot 85 \text{ kg} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 1942,87 \text{ N} \quad (9.3)$$

- przypadek III – wykrok w przód (kontakt pięty z podłożem)

Podczas chodu masa ciała przenoszona zostaje na kończynę podporową, a wypadkowa siły działającej na głowę kości udowej podczas kontaktu pięty z podłożem wynosi 185% masy ciała.

$$F = 0,185 \cdot 85 \text{ kg} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 1542,62 \text{ N} \quad (9.4)$$

Drugi model opracowany został przez autorów pozycji [11]. Uwzględnia on obciążenie stawu biodrowego podczas podporu na jednej nodze w trakcie chodu.



Rys.9.2 a) model obciążeń uwzględniający siły wypadkowe F_M i F_J , masę nogi W_1 , masę ciała W oraz kąt pod jakim działają mięśnie θ b) rozkład sił działających na staw biodrowy c) parametry geometryczne.

Opierając się na (rys. 9.2.) wyznaczyć można siły wypadkowe działające na kość udową. Pierwszym krokiem jest oznaczenie parametrów geometrycznych modelu.

$$a_x = a \cos \alpha \quad (9.5)$$

$$a_y = a \sin \alpha \quad (9.6)$$

$$b_x = b \cos \beta \quad (9.7)$$

$$c_x = c \sin \beta \quad (9.8)$$

gdzie, na podstawie zamodelowanej kości (rozdział 8), $a = 4,5\text{cm}$, $b = 41,6\text{cm}$, $\alpha = 20^\circ$, $\beta = 120^\circ$, natomiast c przyjmuje się jako ok. 47% długości ciała i dla badanego przypadku wynosi 73,6cm

Następnie wyznaczono sumę momentów w punkcie O:

$$\sum M_o = 0: a_x F_{My} - a_y F_{Mx} - (c_x - a_x)W + (b_x - a_x)W_1 = 0 \quad (9.9)$$

$$(a \cos\alpha)(F_M \sin\theta) - (a \sin\alpha)(F_M \cos\theta) - (c \sin\beta - a \cos\alpha)W + (b \cos\beta - a \cos\alpha)W_1 \quad (9.10)$$

gdzie: W – masa ciała osoby = 85kg

W_1 – masa nogi (ok. 20% masy ciała) = 17kg

Po przekształceniu otrzymuje się równanie wypadkowej siły mięśni F_M działających w punkcie A.

$$F_M = \frac{(cW - bW_1)\cos\beta - a(W - W_1)\cos\alpha}{a(\cos\alpha\sin\theta - \sin\alpha\cos\theta)} \quad (9.11)$$

Kolejnym krokiem jest wyznaczenie siły wypadkowej F_J działającej na głowę stawu biodrowego:

$$\sum F_x = 0: F_{Jx} = F_{Mx} = F_M \cos\theta \quad (9.12)$$

$$\sum F_y = 0: F_{Jy} = F_{My} + W - W_1 = F_M \sin\theta + W - W_1 \quad (9.13)$$

$$F_J = \sqrt{(F_{Jx})^2 + (F_{Jy})^2} \quad (9.14)$$

Zatem podstawiając odpowiednie wartości otrzymujemy:

$$F_M = 1020 \text{ N}$$

$$F_J = 1083,5 \text{ N}$$

9.2. Symulacja i analiza z wykorzystaniem metody elementów skończonych

9.2.1. Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych (MES) znajduje szerokie zastosowanie przy analizach i badaniach wspomaganych komputerowo. Służy ona do badania naprężeń, odkształceń czy przemieszczeń występujących w modelach o skomplikowanych kształtach. Ponadto umożliwia analizę przepływu ciepła czy cieczy, oddziaływania elektromagnetycznego, elektrostatycznego i magnetostatycznego.

Opisywana metoda opiera się na dyskretyzacji równań różniczkowych cząstkowych na małych obszarach o prostych kształtach tzw. elementach skończonych. Dzięki temu otrzymuje się równania macierzowe, które wiążą wielkości wejściowe z wyjściowymi w odpowiednich punktach otrzymanych obszarów (tzw. węzły). Obliczenia przeprowadza się tylko dla węzłów podziału modelu.

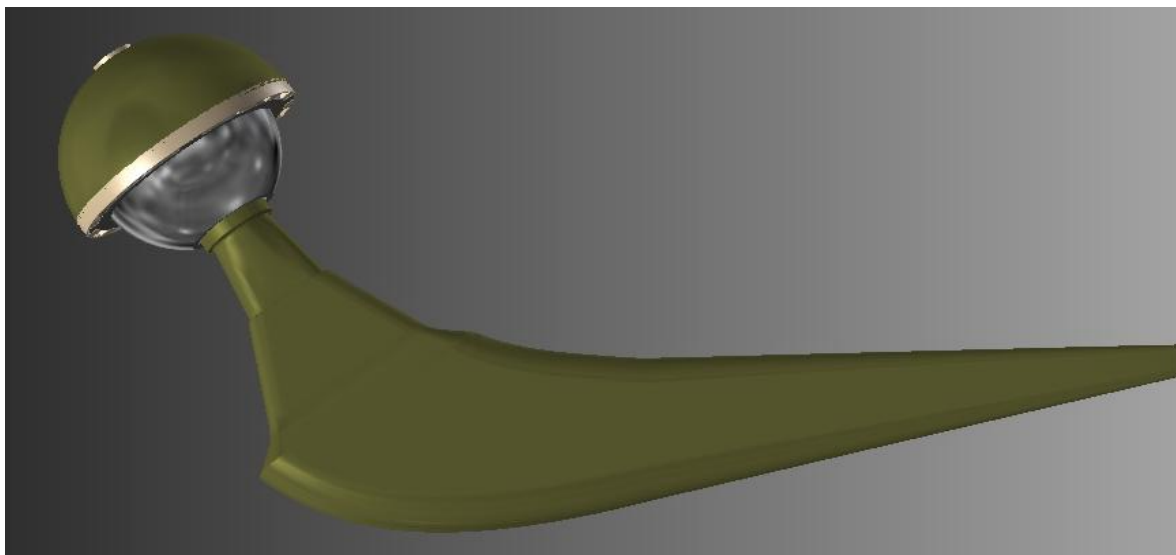
9.2.2. Materiały wykorzystane do analizy

Pierwszym krokiem analizy jest ustalenie odpowiednich materiałów, zgodnych z wymogami stawianymi implantom medycznym. Na podstawie rozdziału 7 dopasowano następujące materiały:

- stop tytanu (Ti-6Al-4V): trzpień i panewka,
- ceramika (tlenek glinu): głowa,
- polimer (polietylen o dużej gęstości): warstwa pośrednia.

Materiał	Współczynnik Poissona	Moduł Kirchhoffa [MPa]	Współczynnik sprężystości wzdłużnej [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Granica plastyczności [MPa]	gęstość [g/cm ³]
Ti-6Al-4V	0,35	42134,575	113	1034,213	882,528	4,43
Polietylen (PE-HD)	0,39	320	0,911	13,780	20,67	0,952
Al ₂ O ₃	0,22	120000	310	172	172	3,9

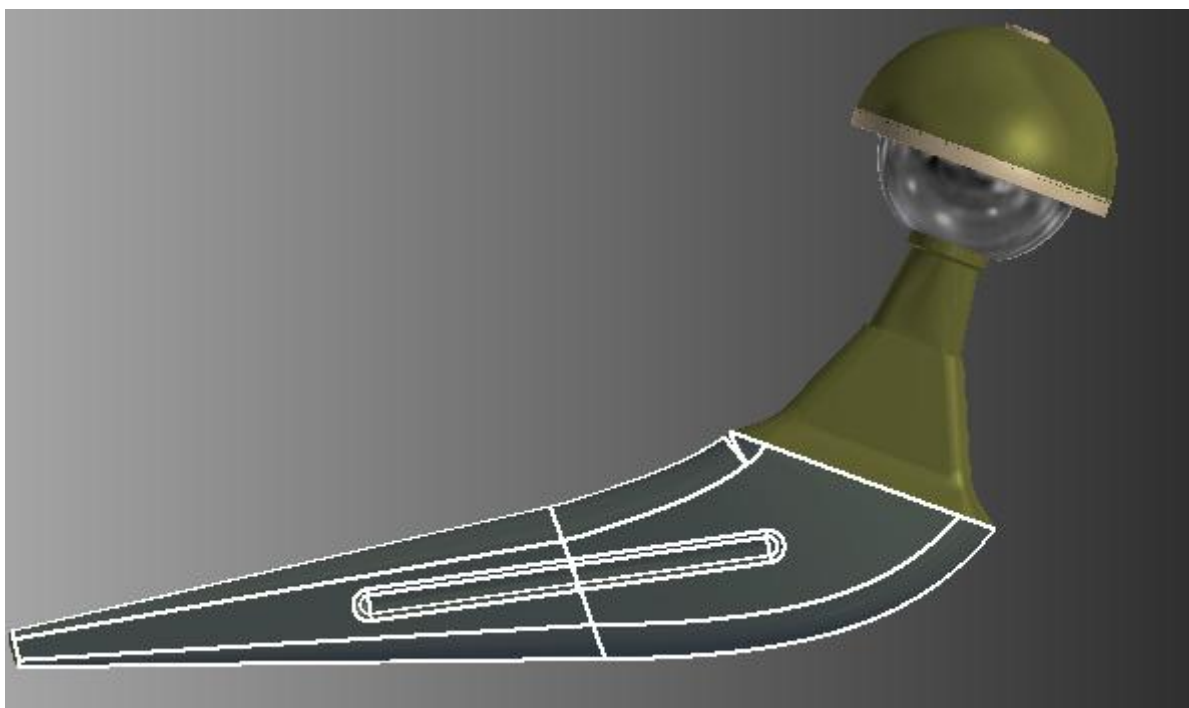
Tab. 9.1. Właściwości wybranych materiałów (wartości dostępne w bibliotece AutoCad).



Rys. 9.3. Widok endoprotezy z określonymi materiałami.

9.2.3. Połączenia między elementami oraz umocowanie

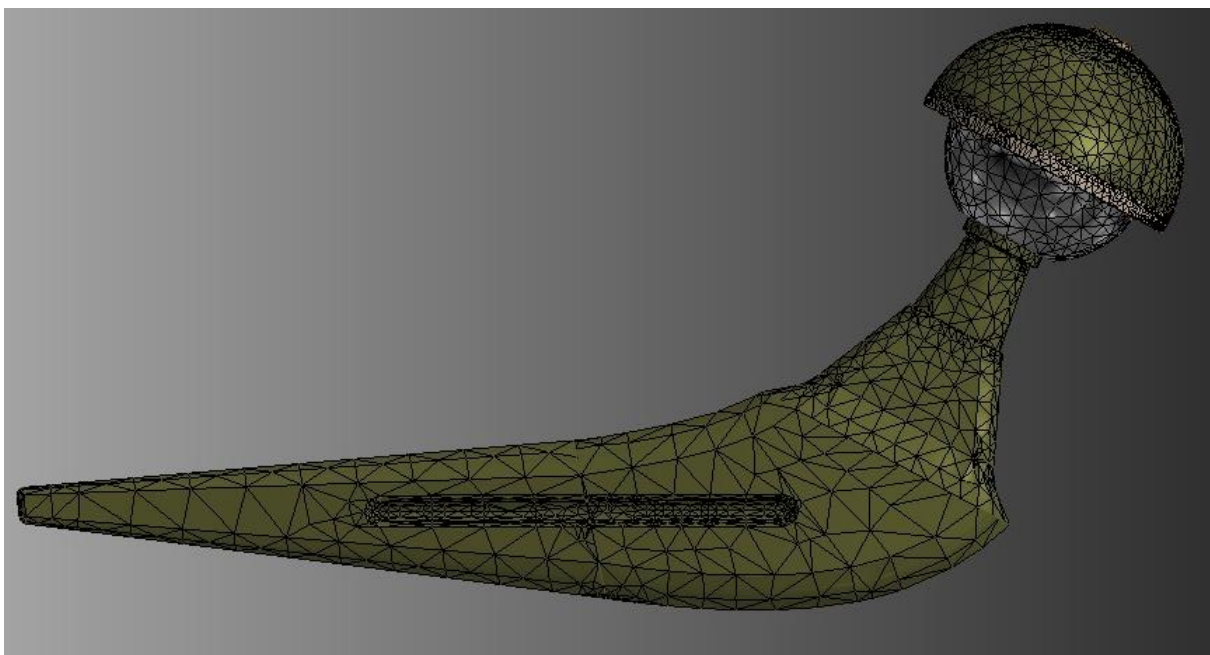
Przed przystąpieniem do analizy należy ustalić połączenia między elementami. W analizowanym modelu ustawiono wiązanie sztywne pomiędzy trzpieniem a głową oraz warstwą pośrednią a panewką. Pomiedzy głową a warstwą pośrednią utworzono połączenie kuliste, ze względu na występujący pomiędzy tymi elementami ruch. Mocowanie ustalono wzdłuż trzpienia, czyli miejsca kontaktu implantu z kością.



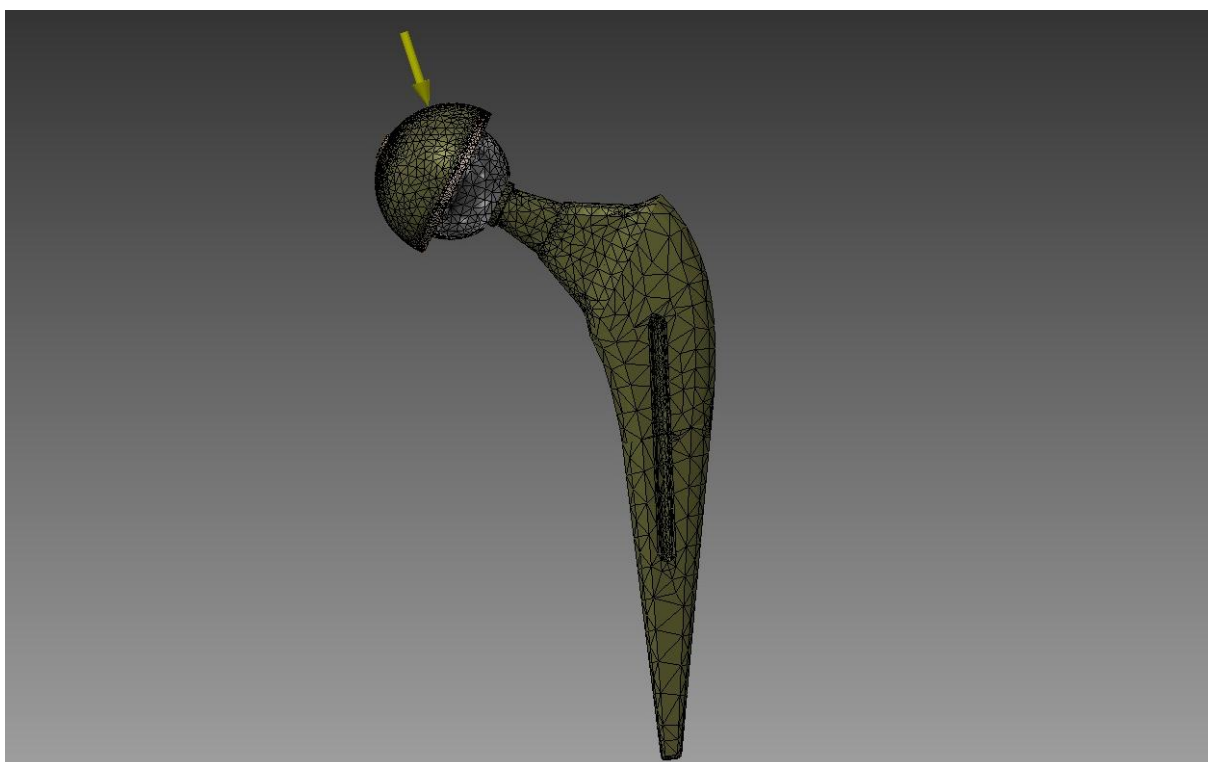
Rys. 9.4 Widok mocowania endoprotezy.

9.2.4. Analiza I

Pierwsza analiza statyczna przeprowadzona została dla siatki składającej się z 186 263 węzłów oraz 109 158 elementów.

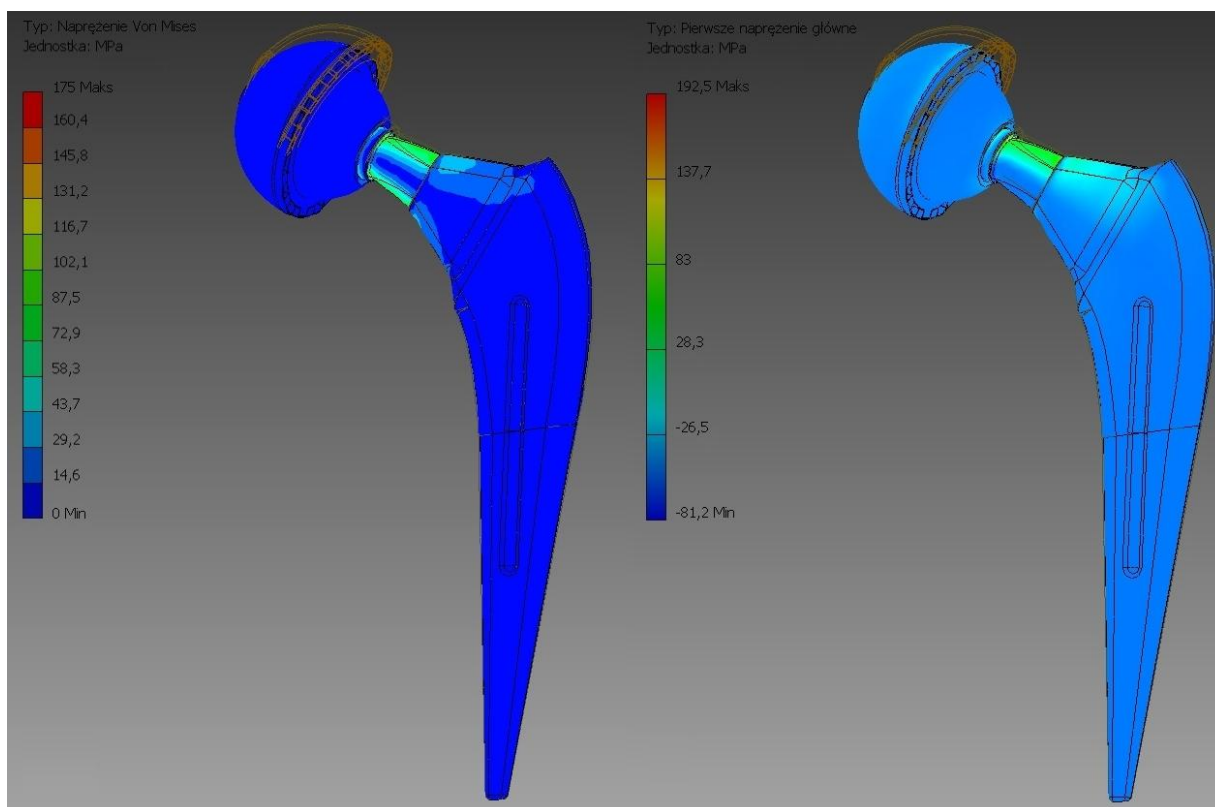


Rys.9.5 Widok siatki składającej się z 186 263 węzłów oraz 109 158 elementów.

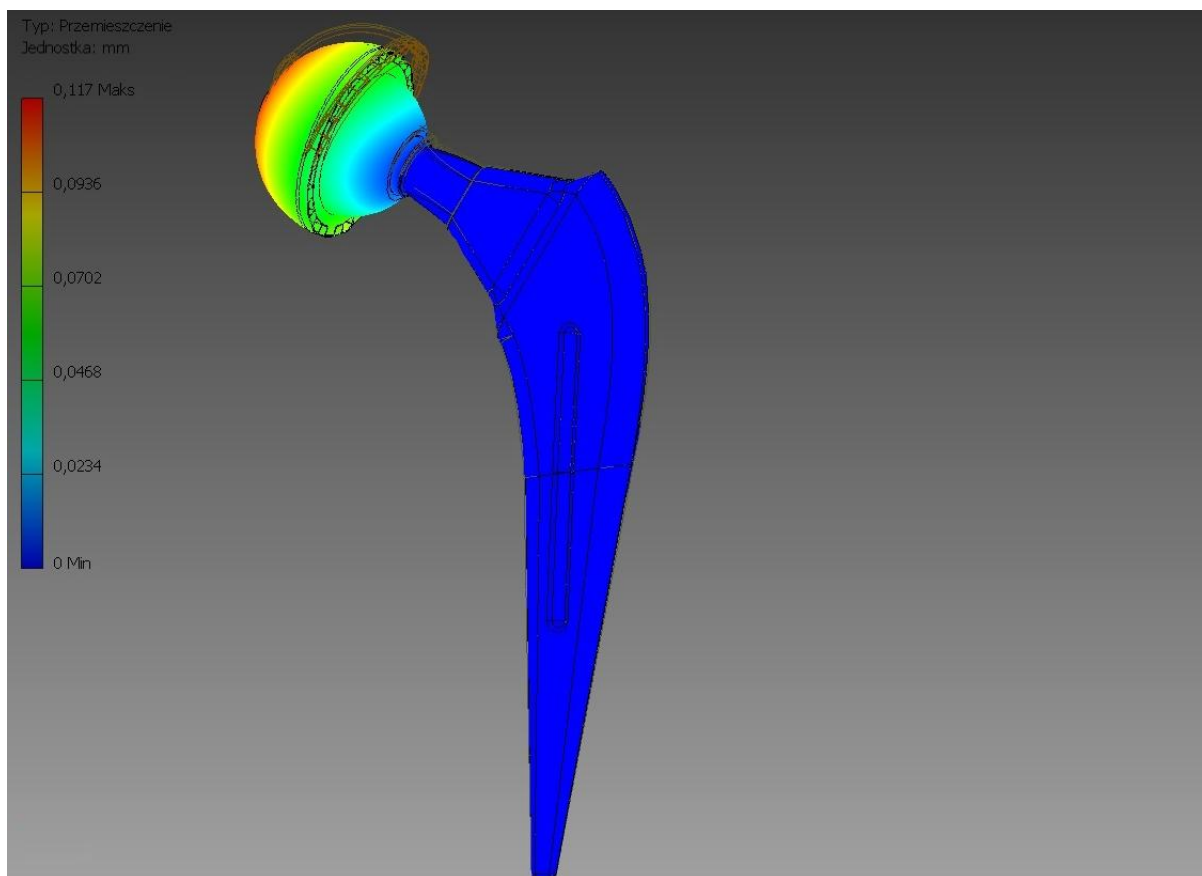


Rys.9.6 Widok przyłożenia siły na głowę endoprotezy.

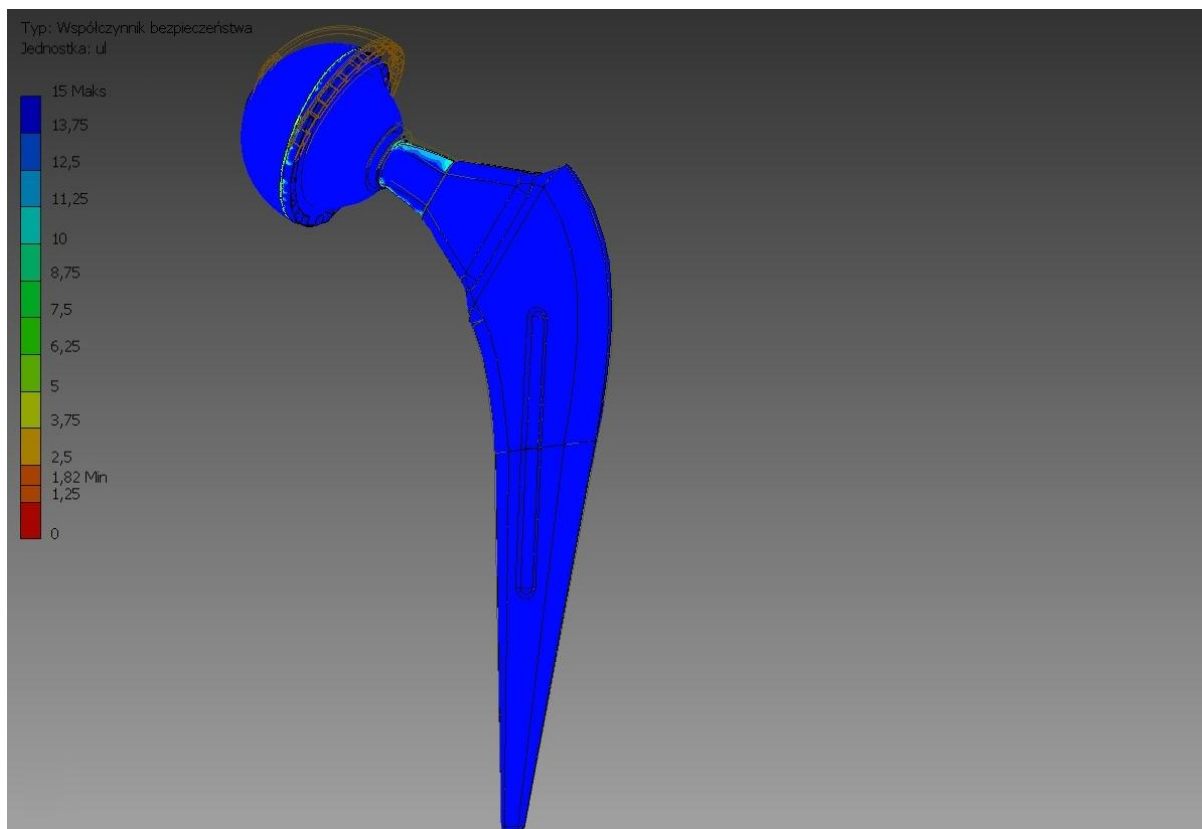
- Analiza dla obciążenia 642,06 N



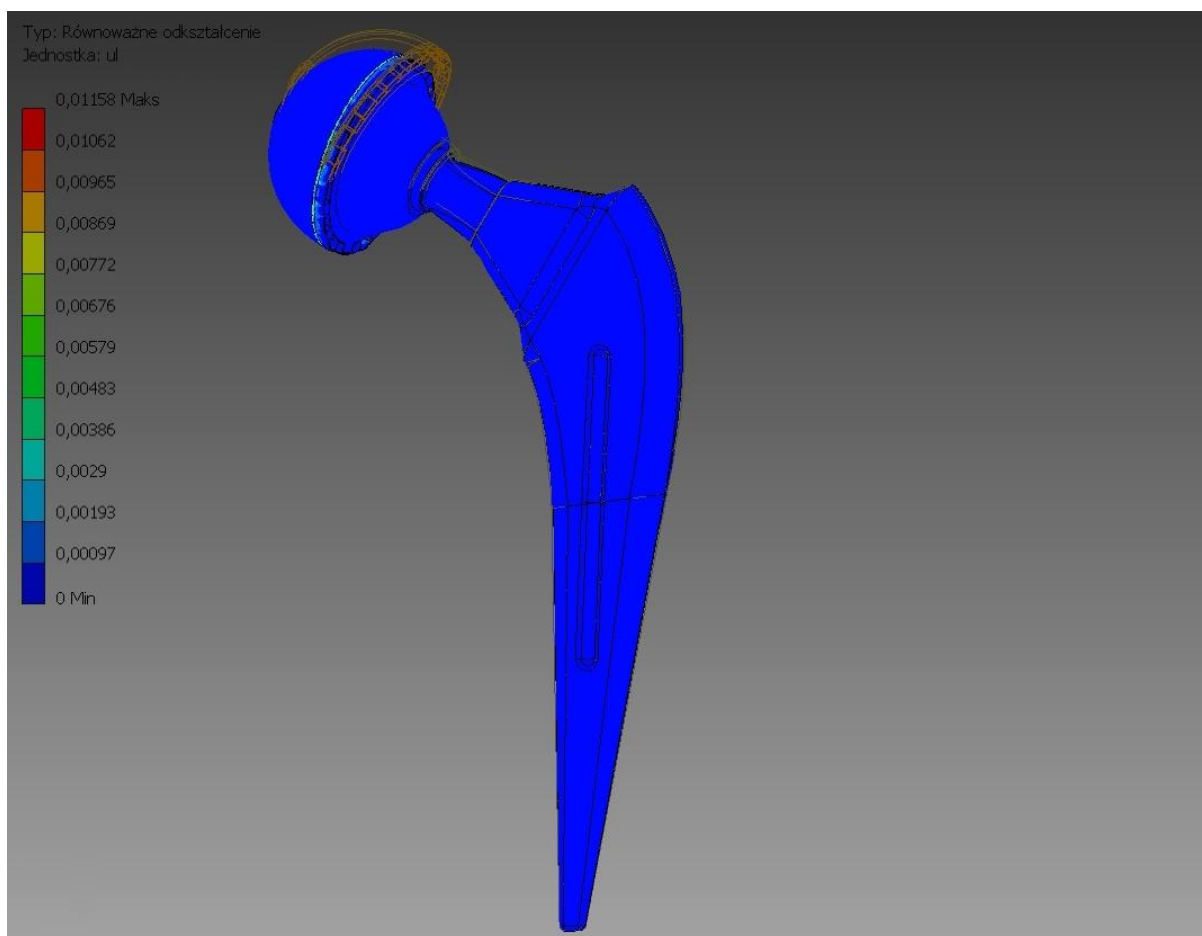
Rys.9.7 Wykresy prezentujące napężenia Von Mises'a oraz pierwsze napężenie główne dla obciążenia 642,06N.



Rys.9.8 Wykres przedstawiający przemieszczenia dla obciążenia 642,06 N.

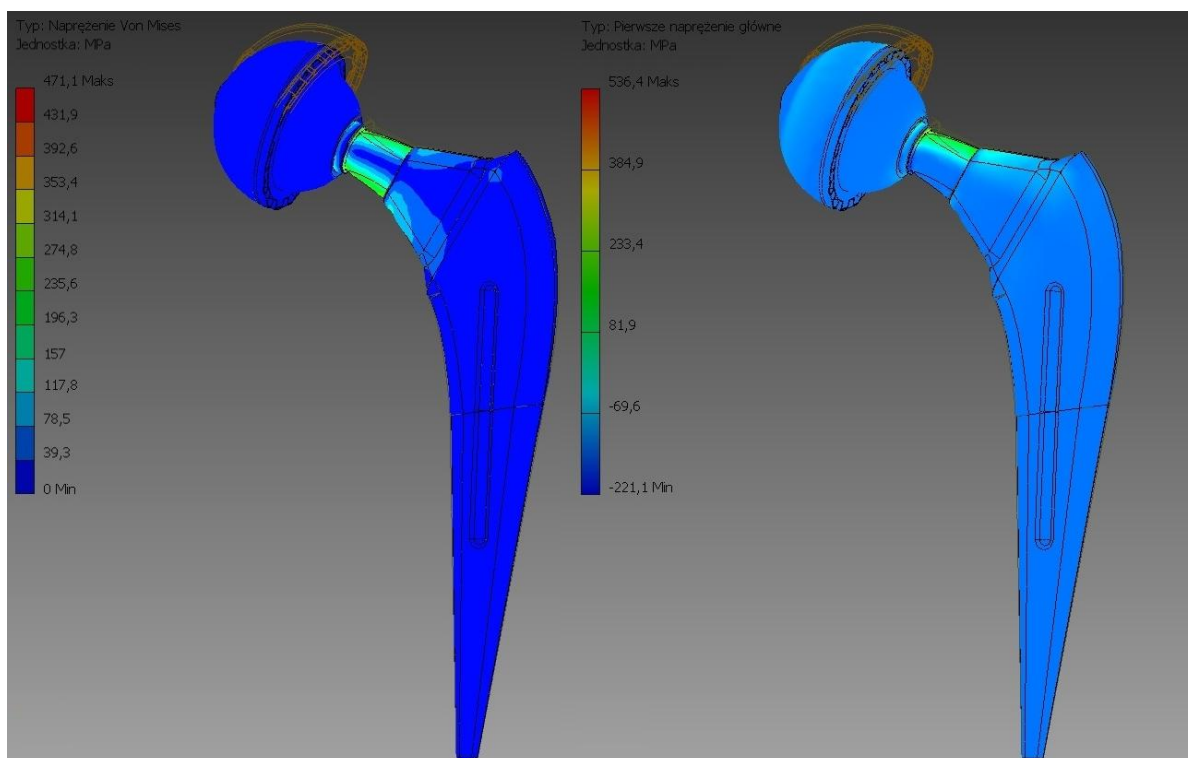


Rys. 9.9 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążenia 642,06 N.

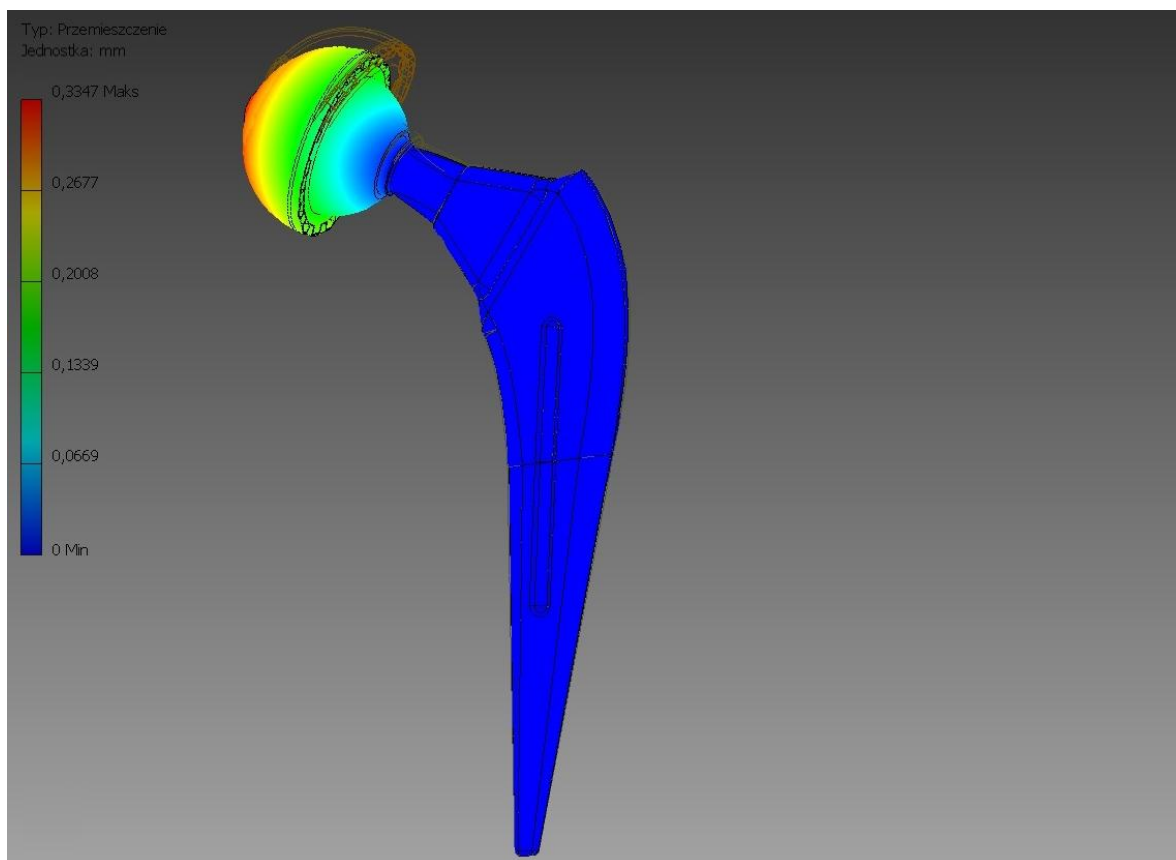


Rys.9.10 Wykres prezentujący odkształcenia dla obciążenia 642,06N.

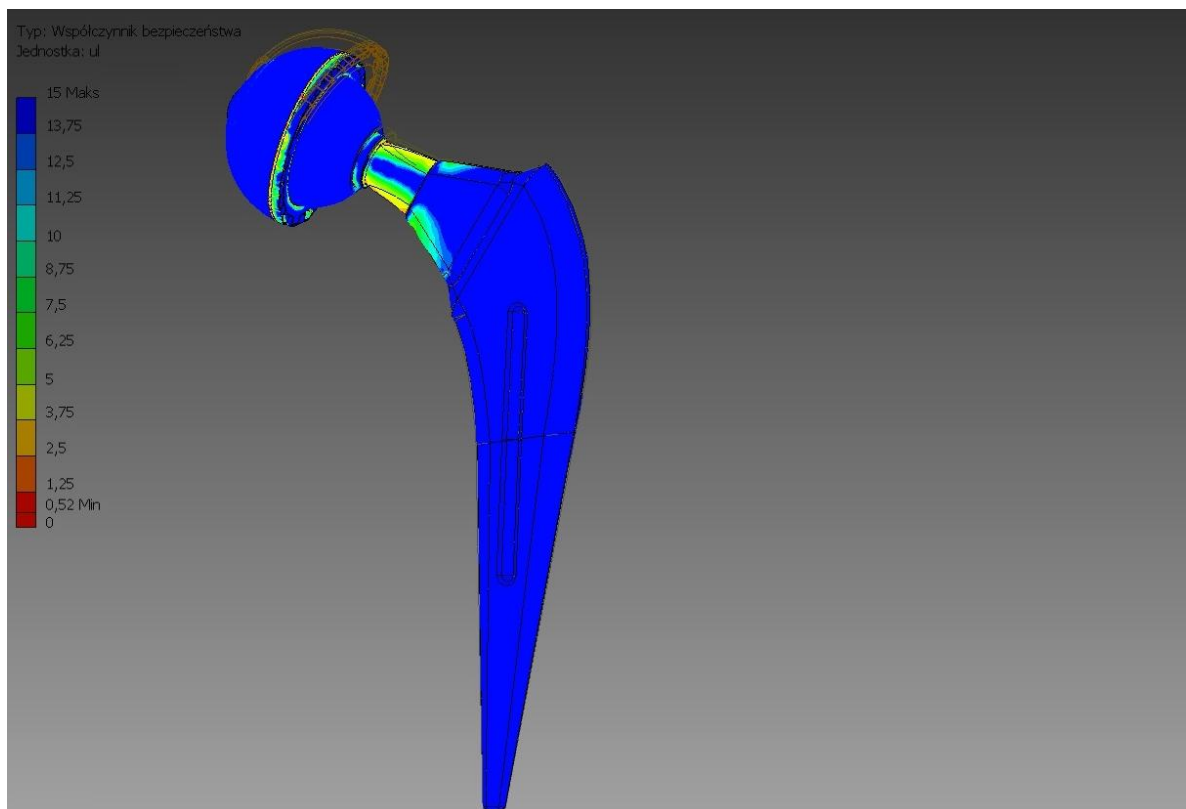
- Analiza dla obciążenia 1542,62 N



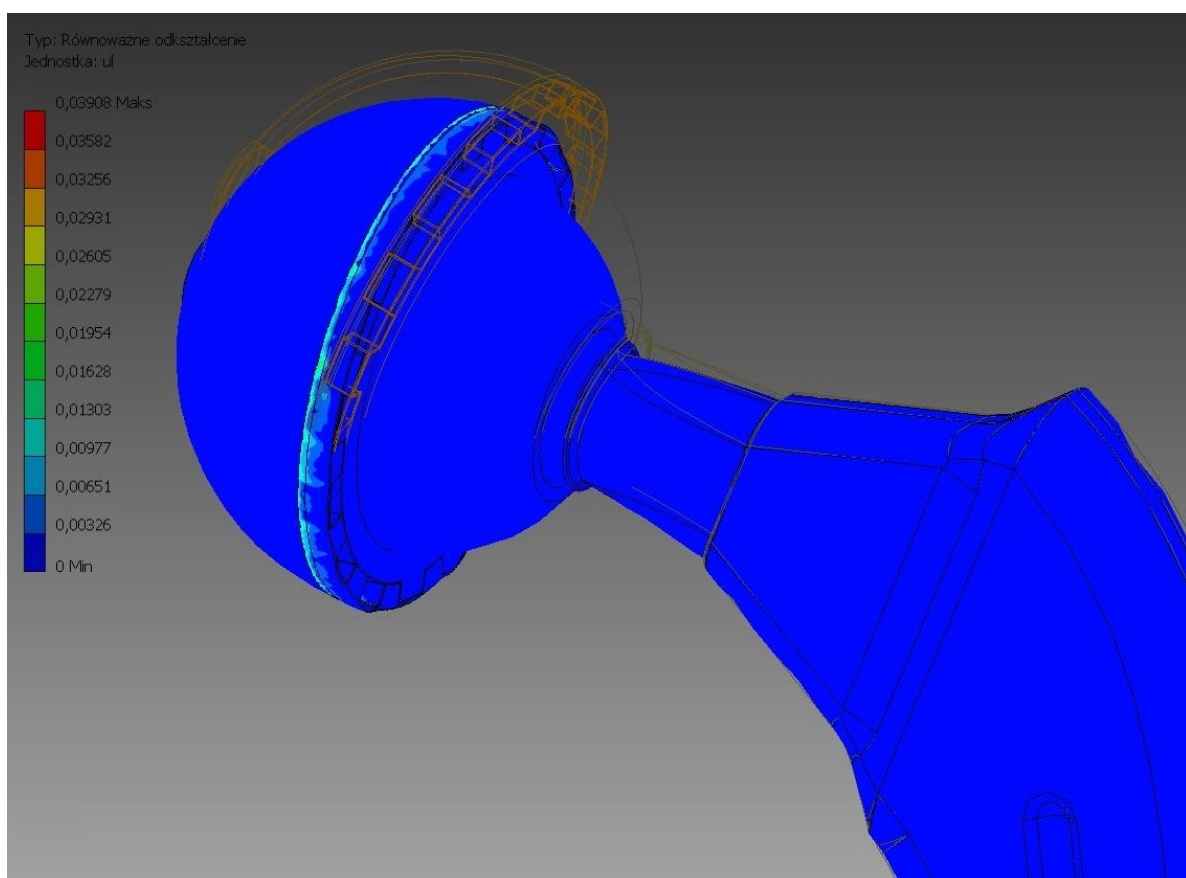
Rys.9.11 Wykres przedstawiający napężenia Von Mises'a oraz pierwsze przemieszczenie główne dla obciążenia 1542,62 N.



Rys. 9.12 Wykres przedstawiający przemieszczenie dla obciążenia 1542,62 N.

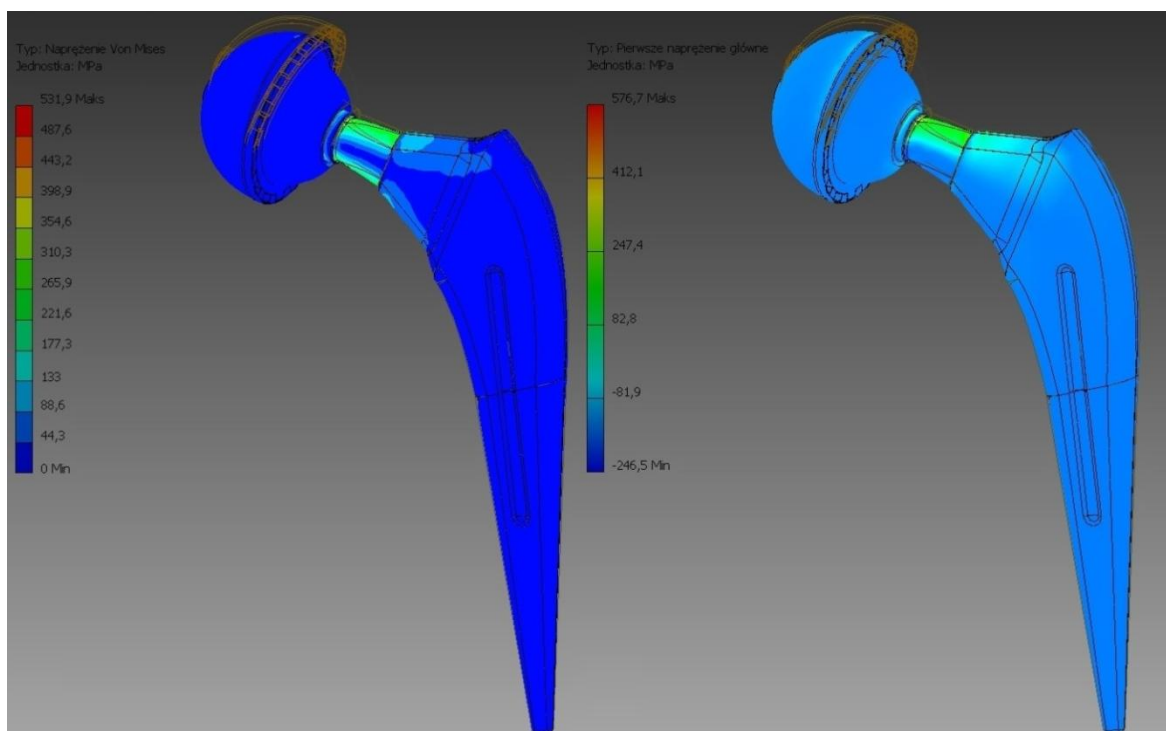


Rys.9.13 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążenia 1542,62 N.

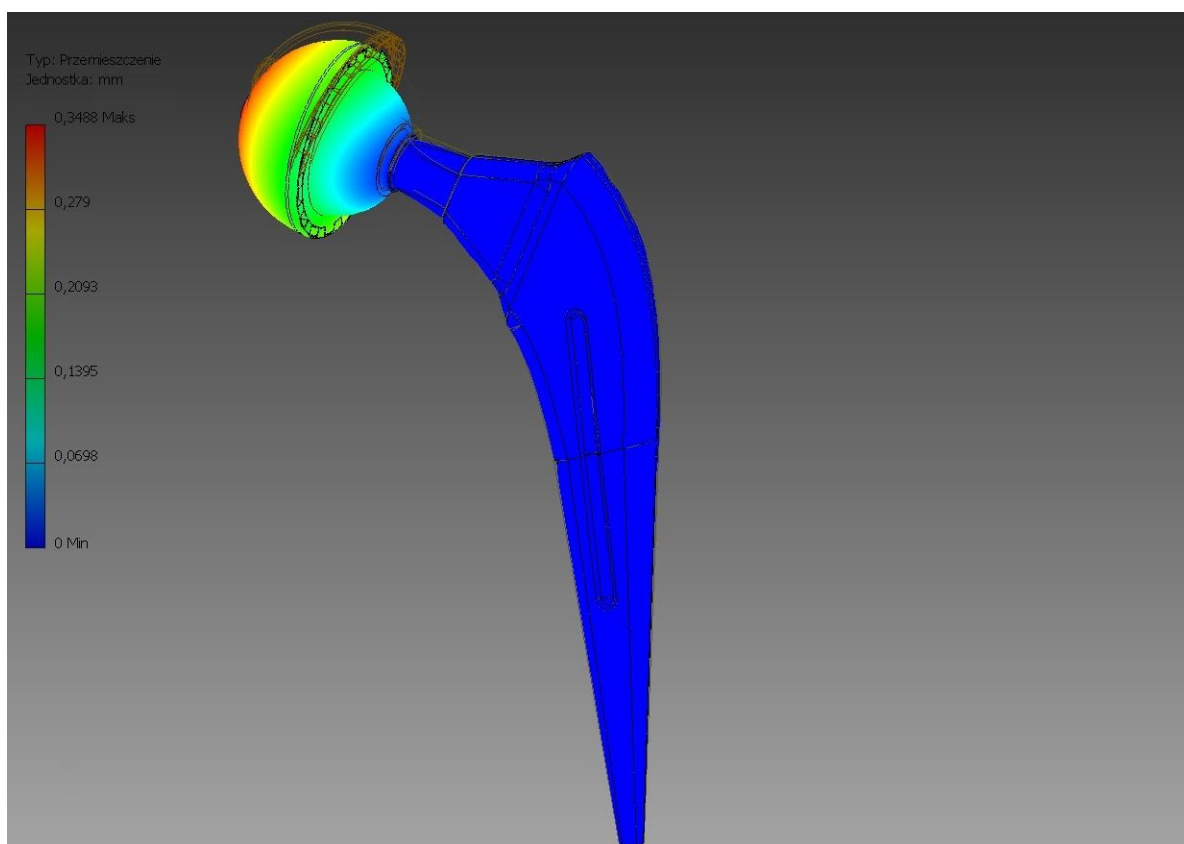


Rys.9.14 Wykres przedstawiający odkształcenie dla obciążenia 1542,62 N.

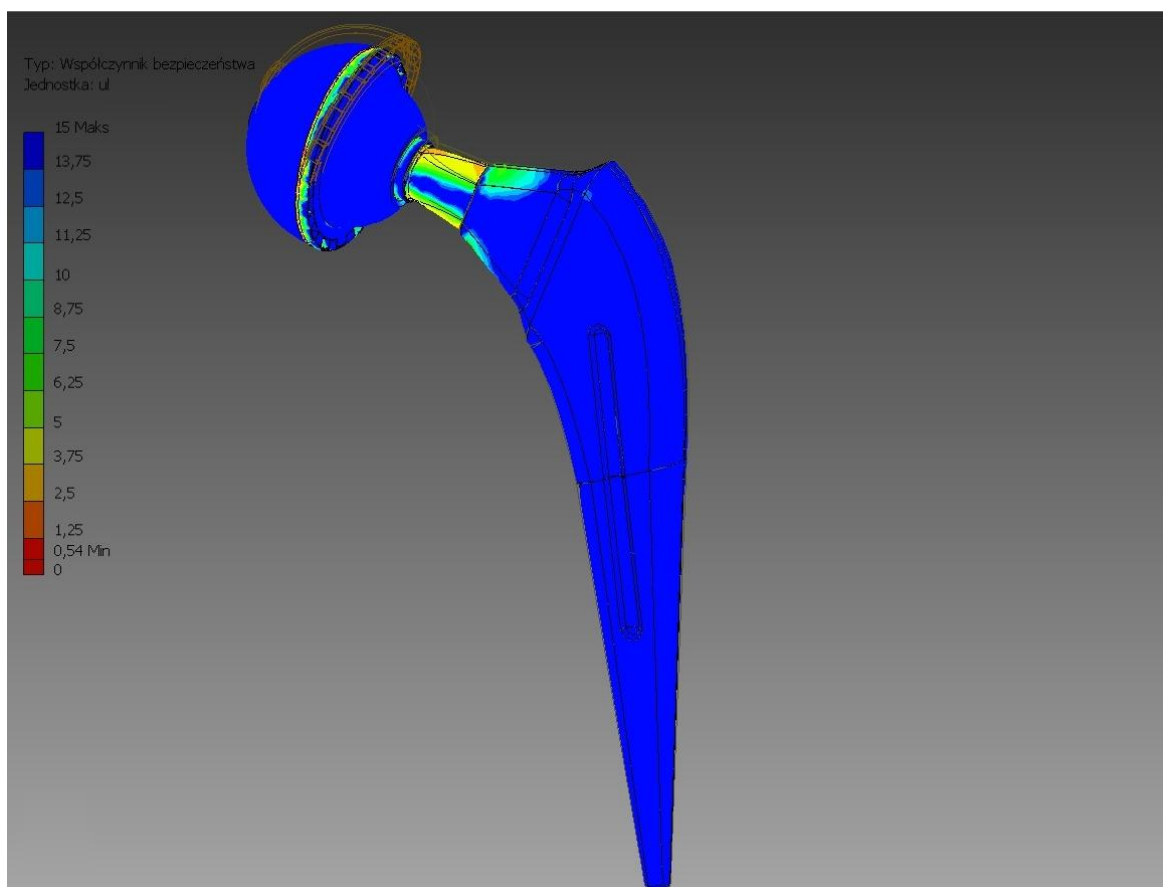
- Analiza dla obciążenia 1942, 87 N



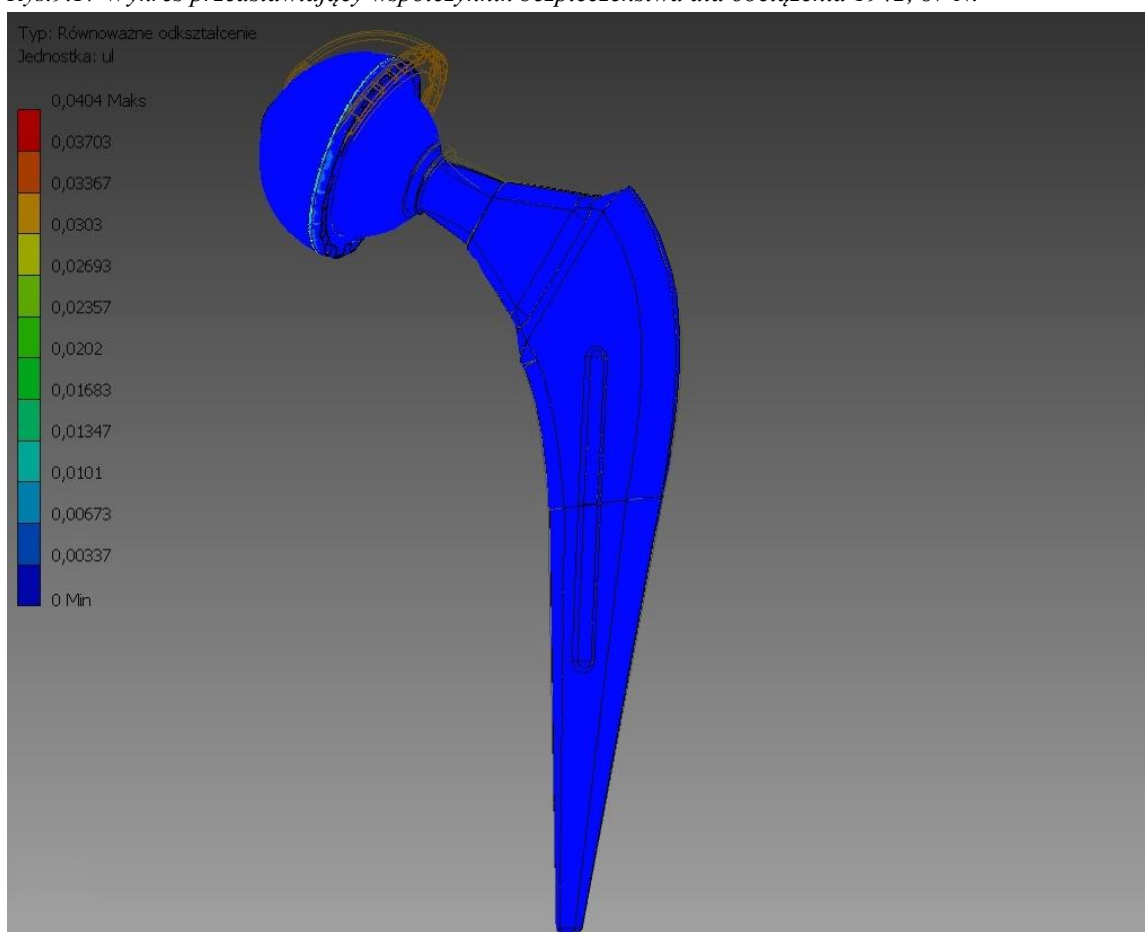
Rys.9.15 Wykres przedstawiający napężenia Von Mises'a i pierwsze napężenie główne dla obciążenia 1942,87 N.



Rys.9.16 Wykres przedstawiający przemieszczenie dla obciążenia 1942, 87 N.

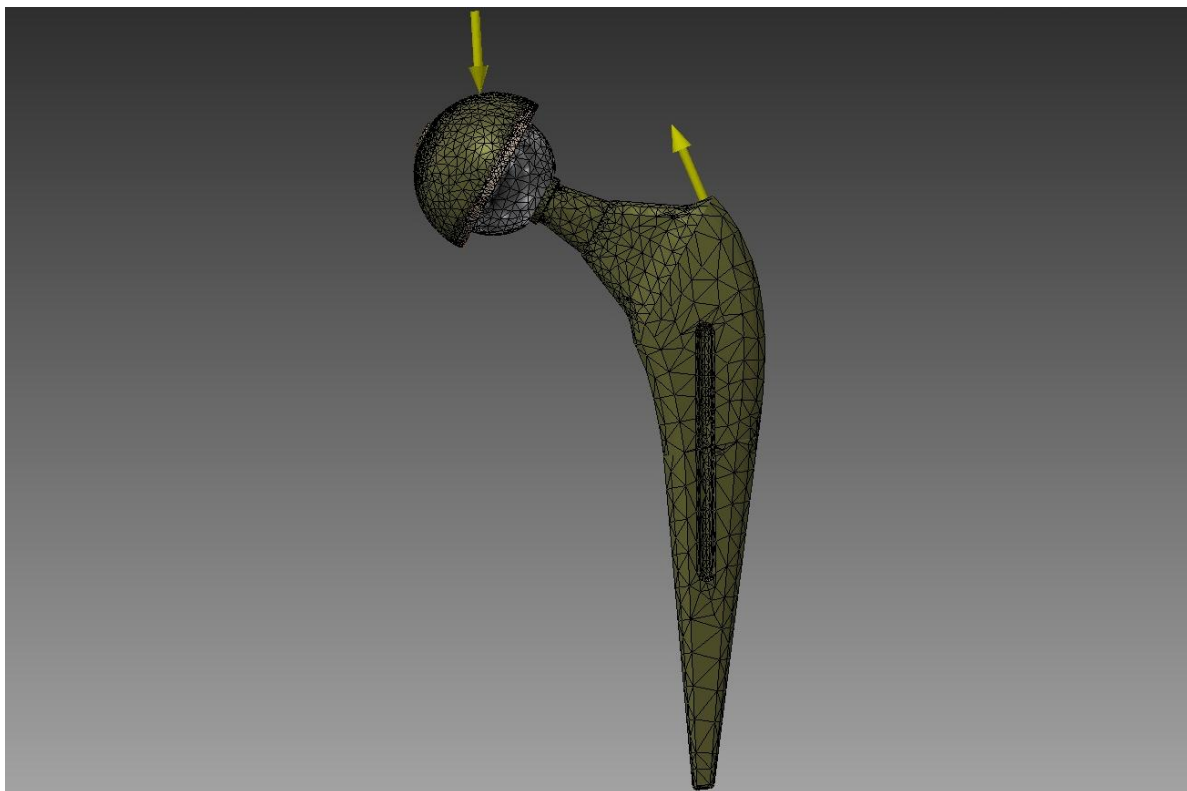


Rys.9.17 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążenia 1942, 87 N.

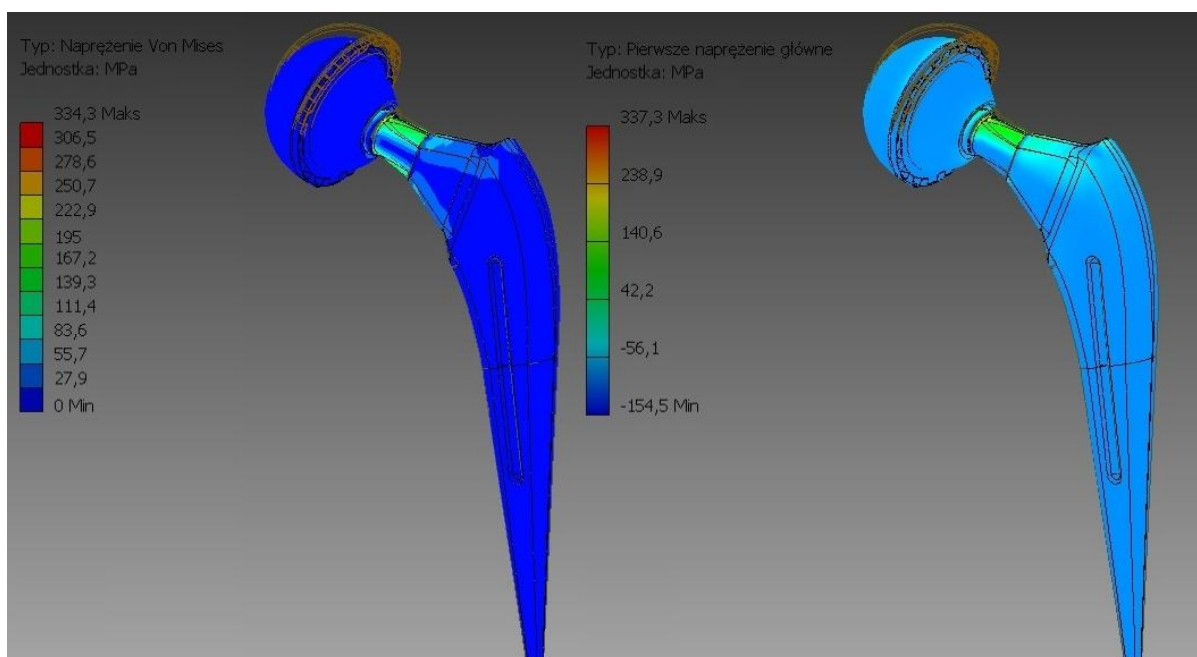


Rys.9.18 Wykres przedstawiający odkształcenia dla obciążenia 1942, 87 N.

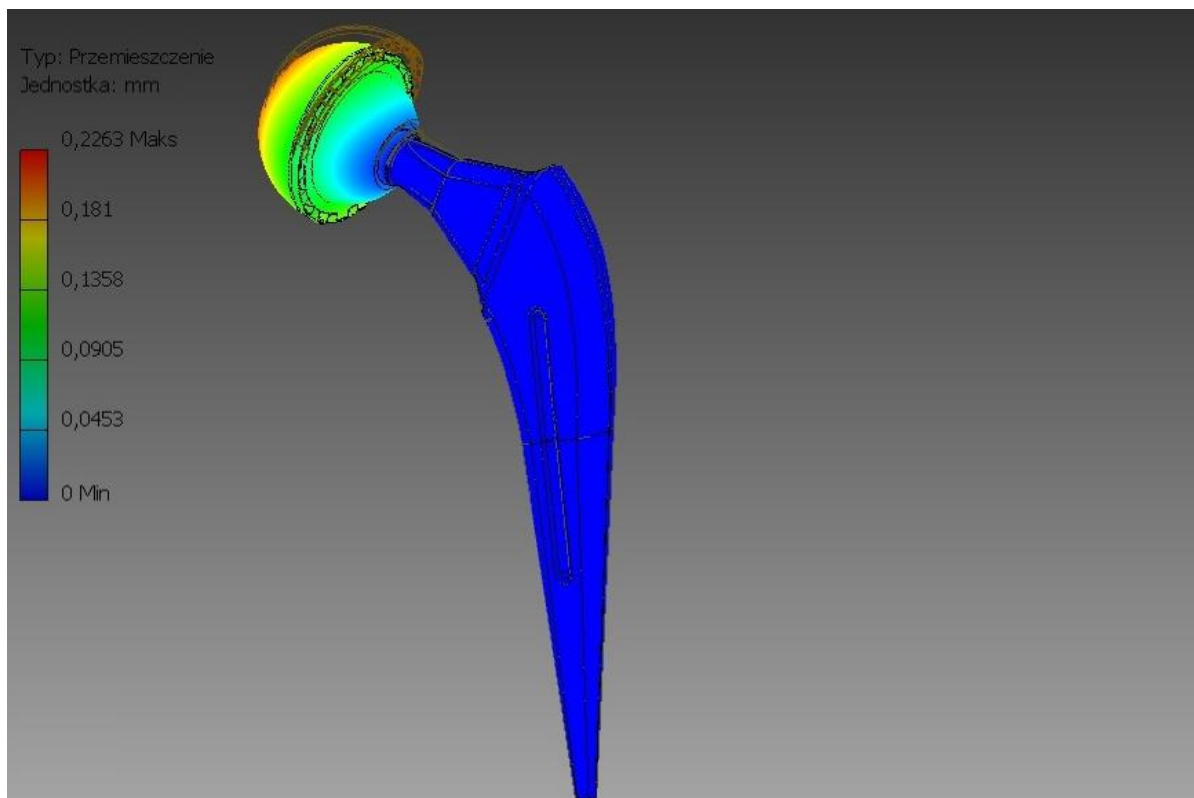
- Analiza dla obciążeń 1083,5 N i 1020 N



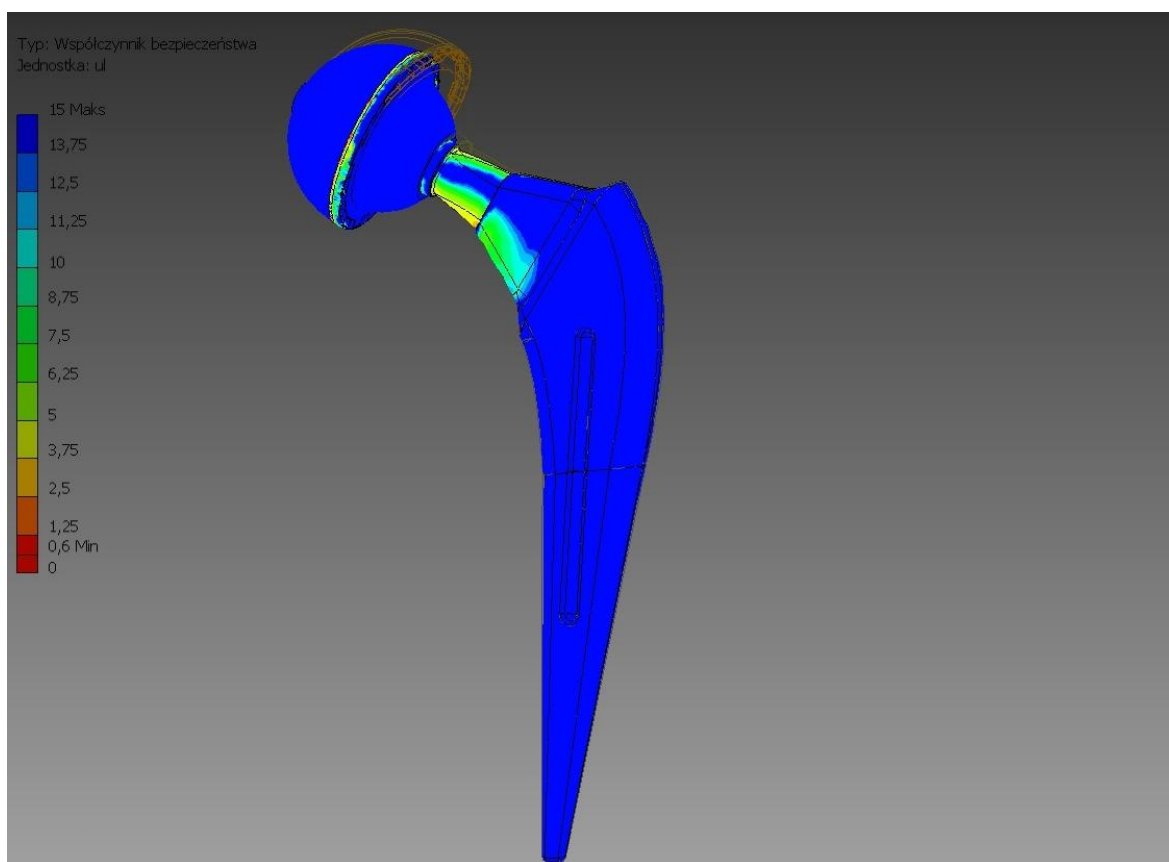
Rys.9.19 Widok działania sił na głowę endoprotezy oraz trzpień.



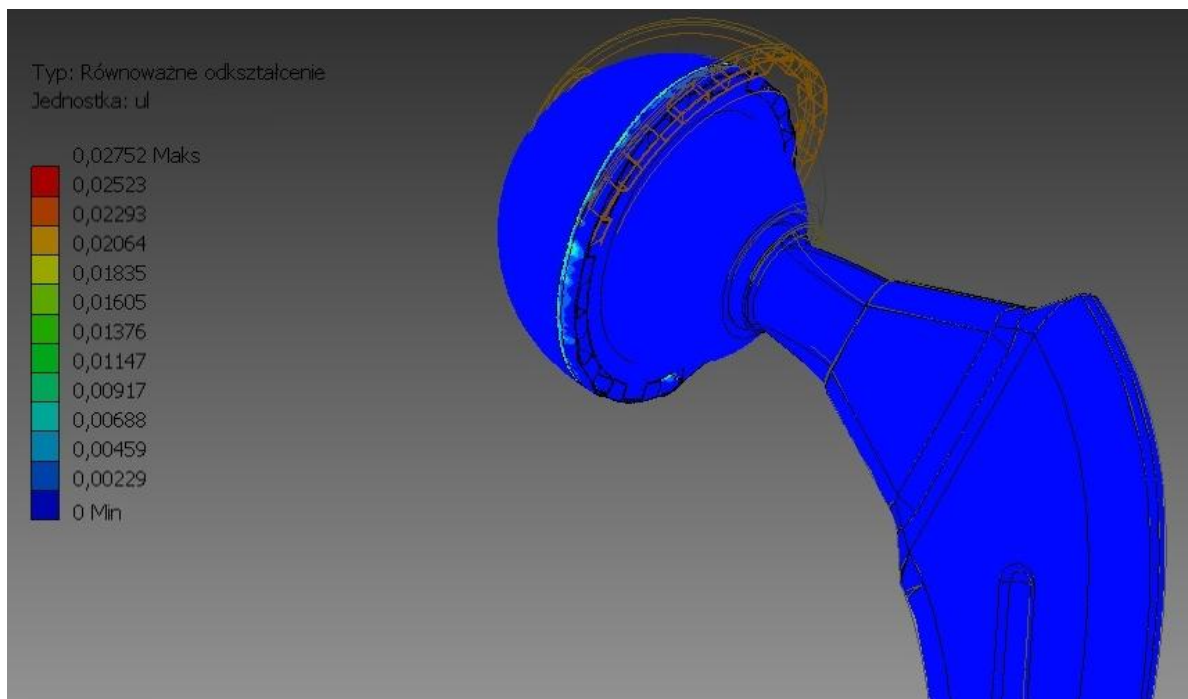
Rys.9.20 Wykres przedstawiający naprężenia Von Mises'a oraz pierwsze naprężenie główne dla obciążeń 1083,5 N i 1020 N.



Rys.9.21 Wykres przedstawiający przemieszczenie dla obciążeń 1083,5 N i 1020 N.



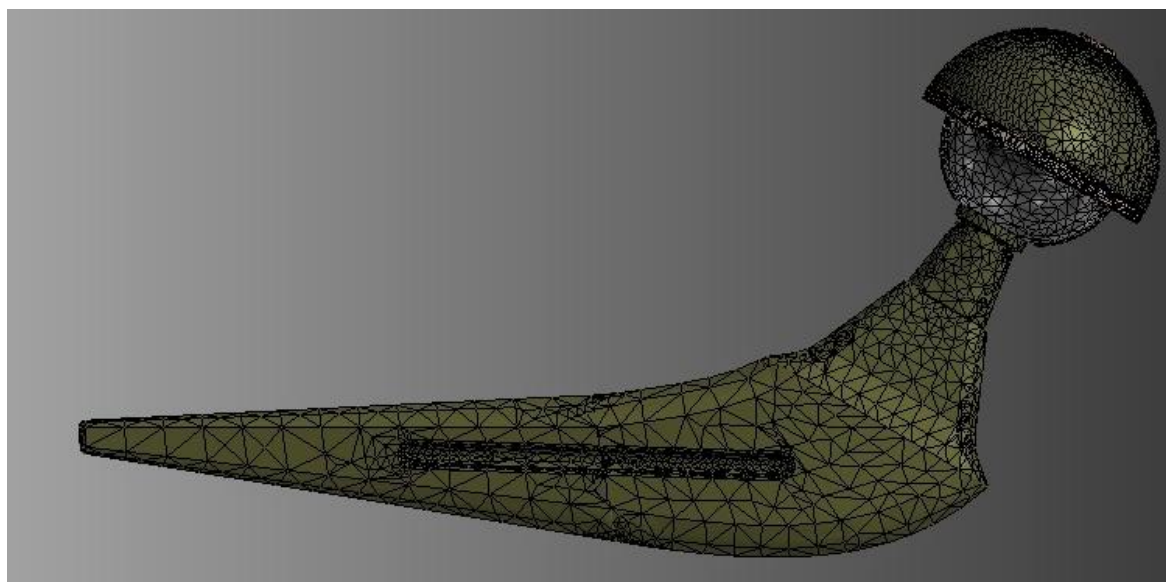
Rys.9.22 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążeń 1083,5 N i 1020 N.



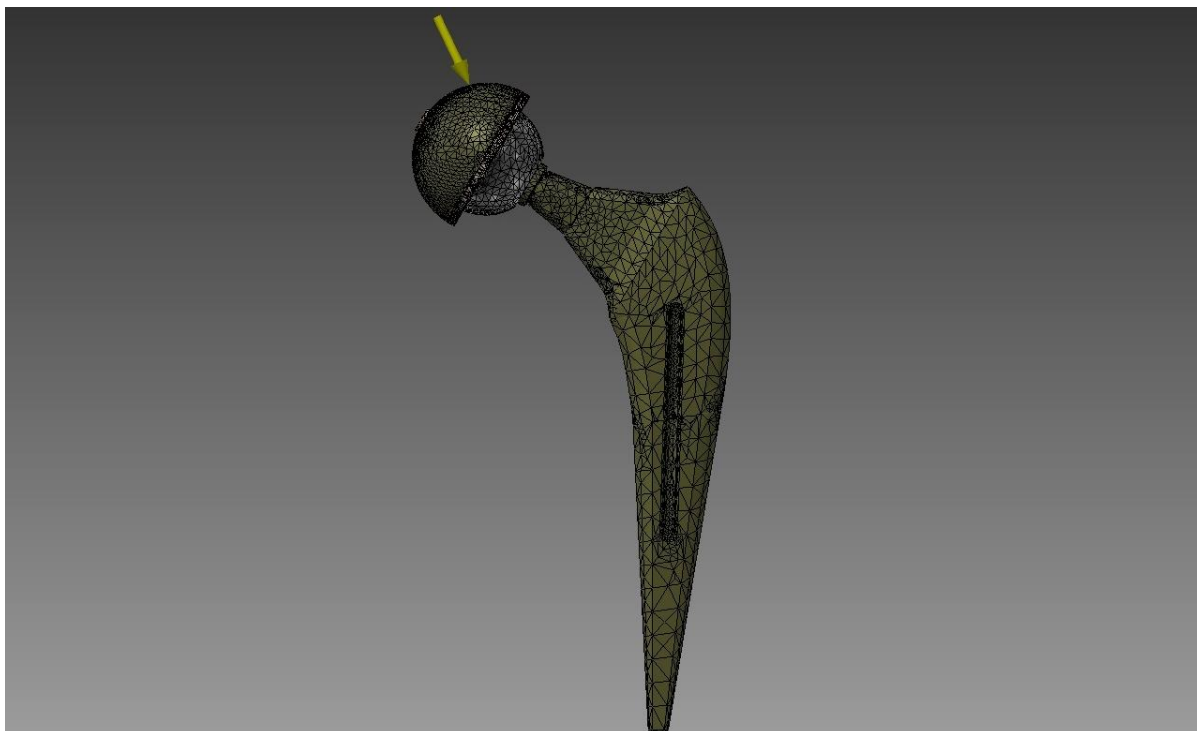
Rys. 9.23 Wykres przedstawiający odkształcenie obciążeń 1083,5 N i 1020 N.

9.2.5. Analiza II

Druga analiza przeprowadzona została dla siatki składającej się z 304 001 węzłów oraz 184 017 elementów.

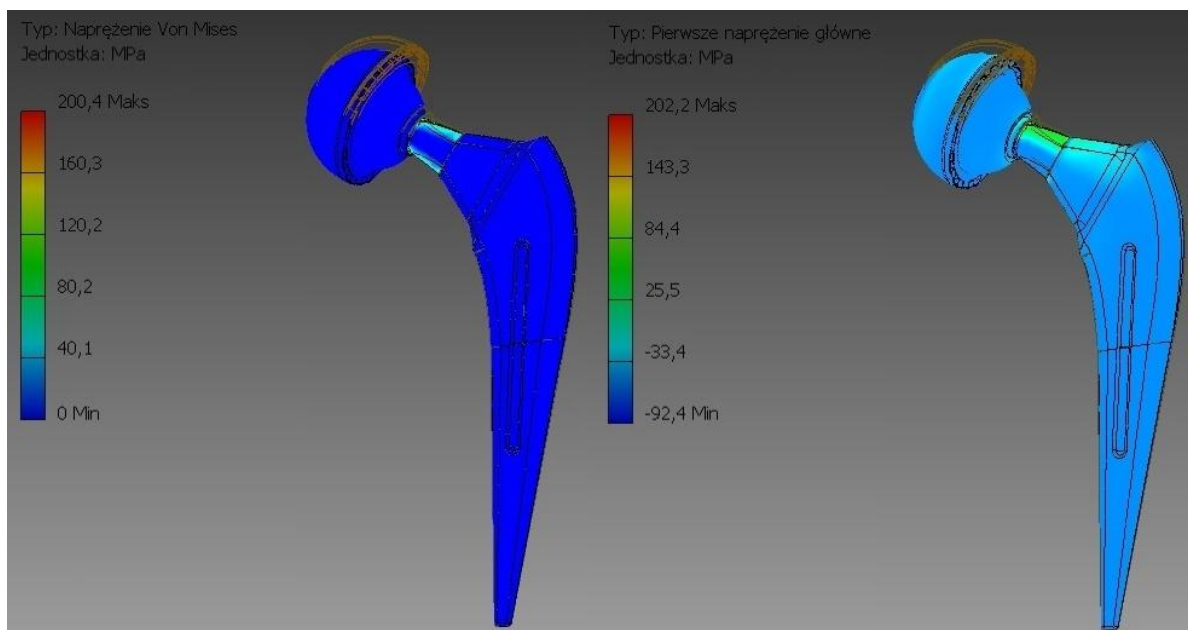


Rys.9.22 Widok siatki składającej się z 304 001 węzłów oraz 184 017 elementów.

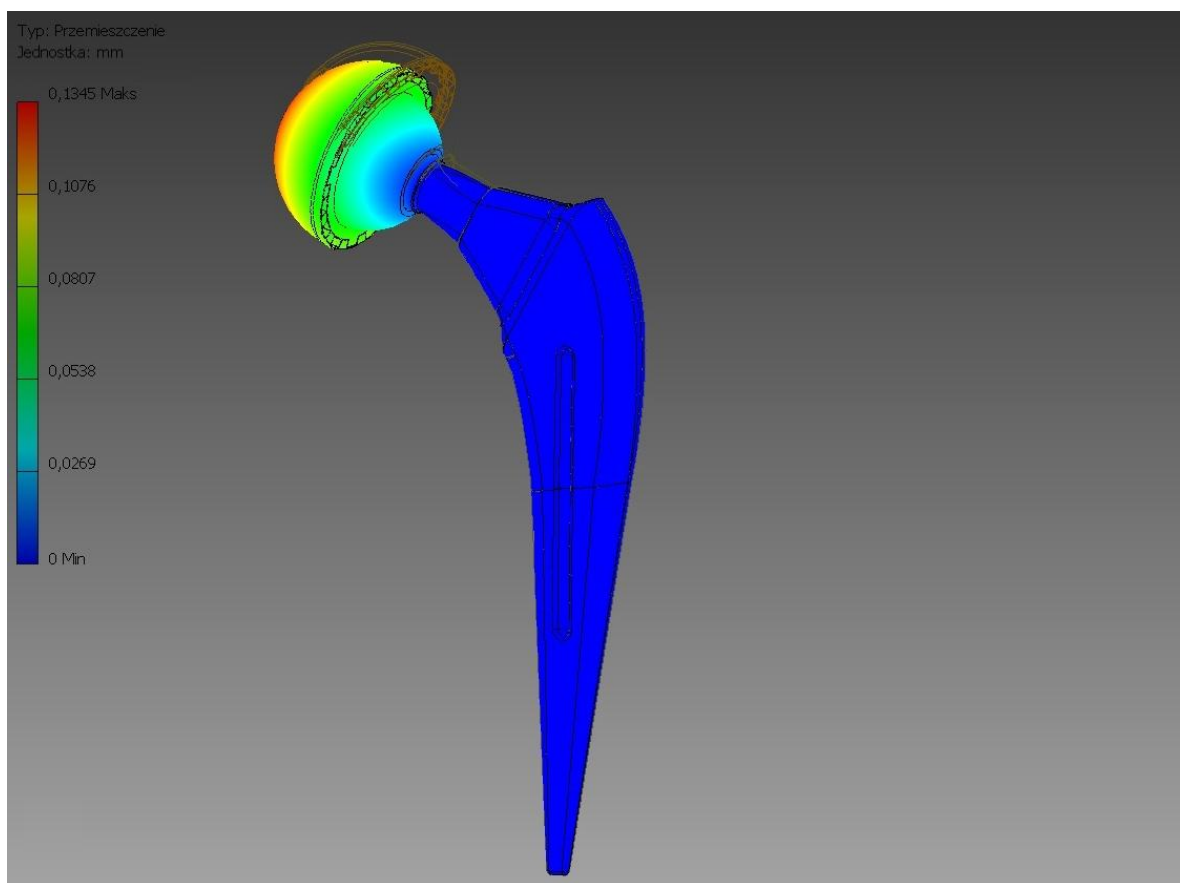


Rys.9.23 Widok działania siły na głowę endoprotezy.

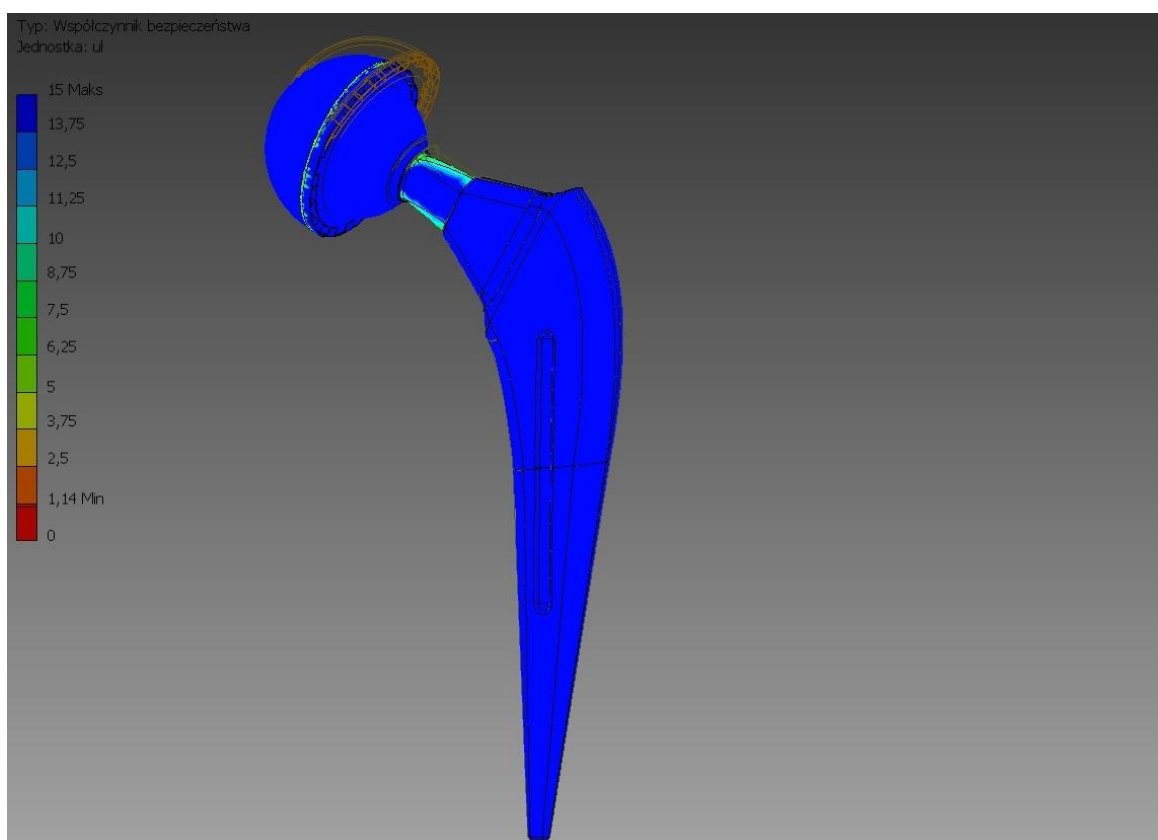
- **Analiza dla obciążenia 642,06 N**



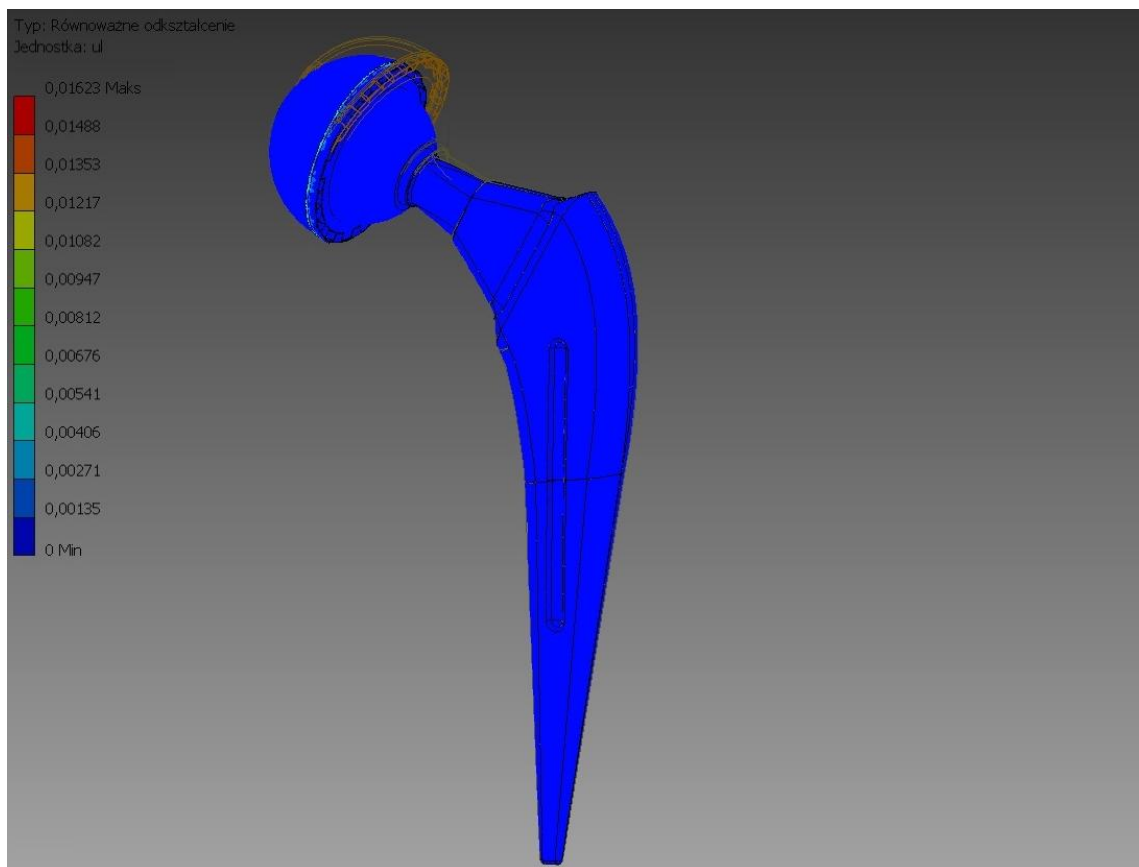
Rys.9.24 Wykresy przedstawiające naprężenie Von Mises'a oraz pierwsze naprężenie główne dla obciążenia 642,06 N.



Rys.9.25 Wykres przedstawiający przeszytzenie dla obciążenia 642,06 N.

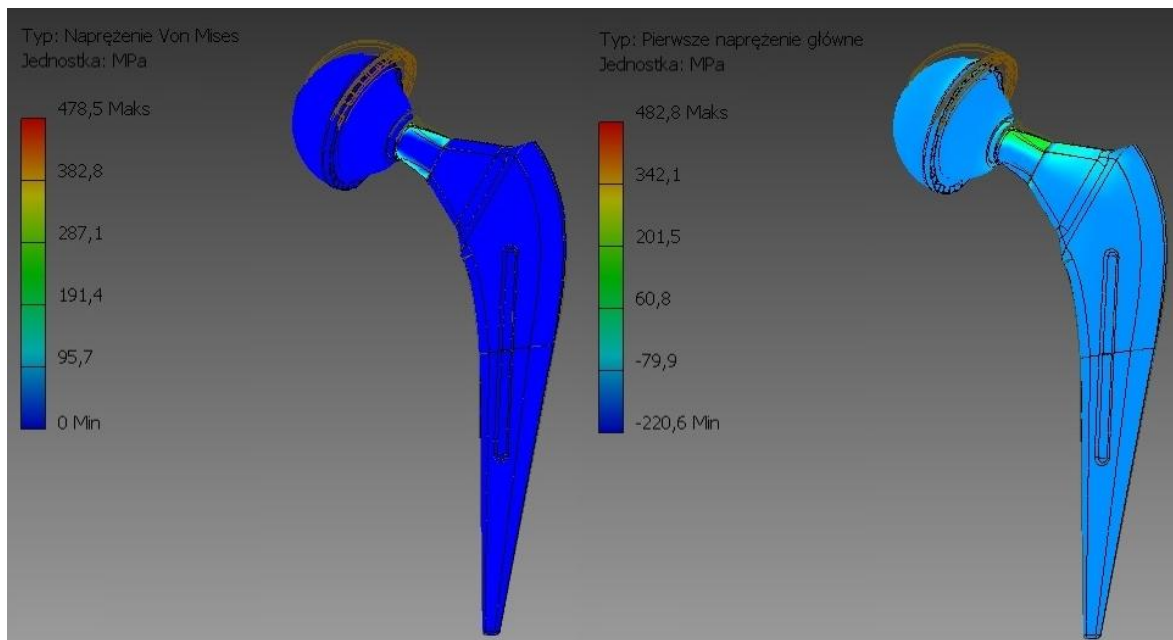


Rys.9.26 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążenia 642,06 N.

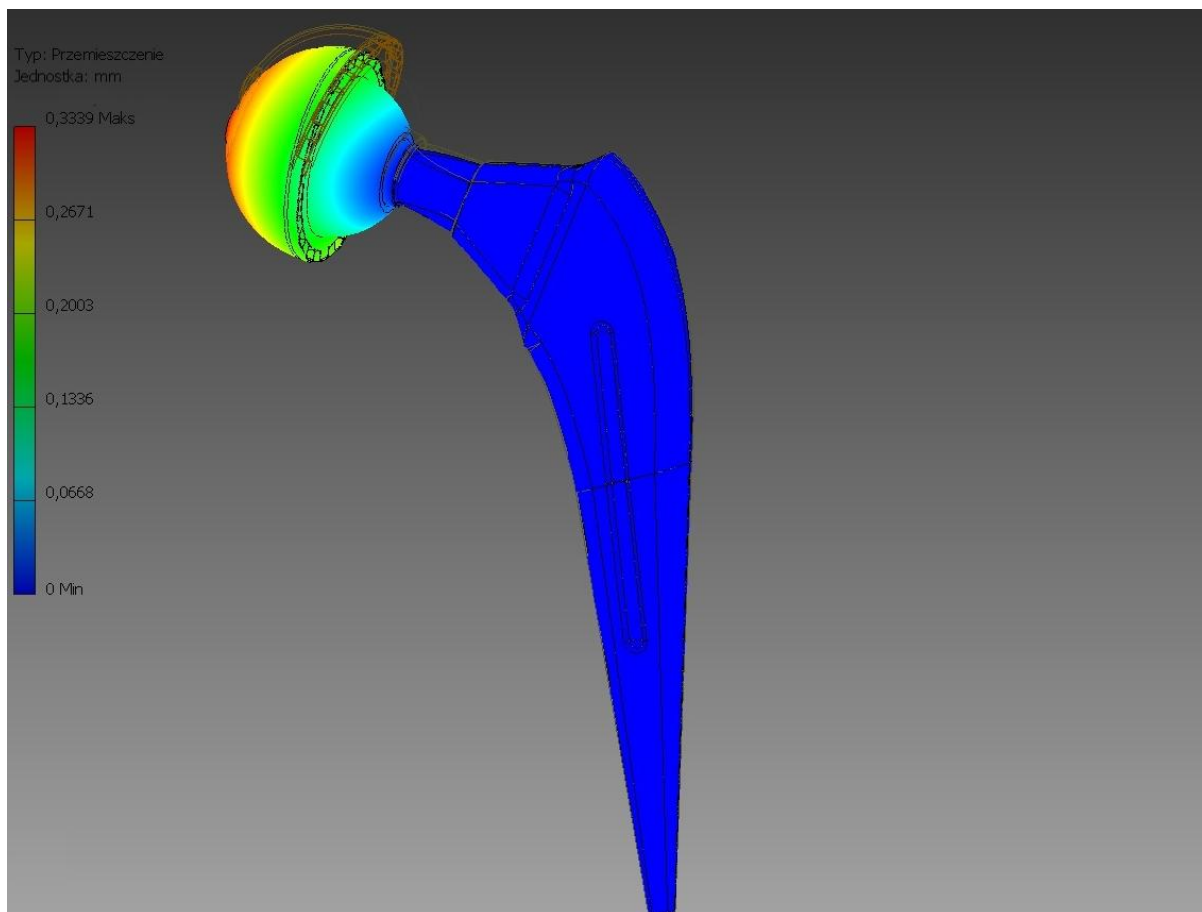


Rys.9.27 Wykres przedstawiający odkształcenia dla obciążenia 642,06 N.

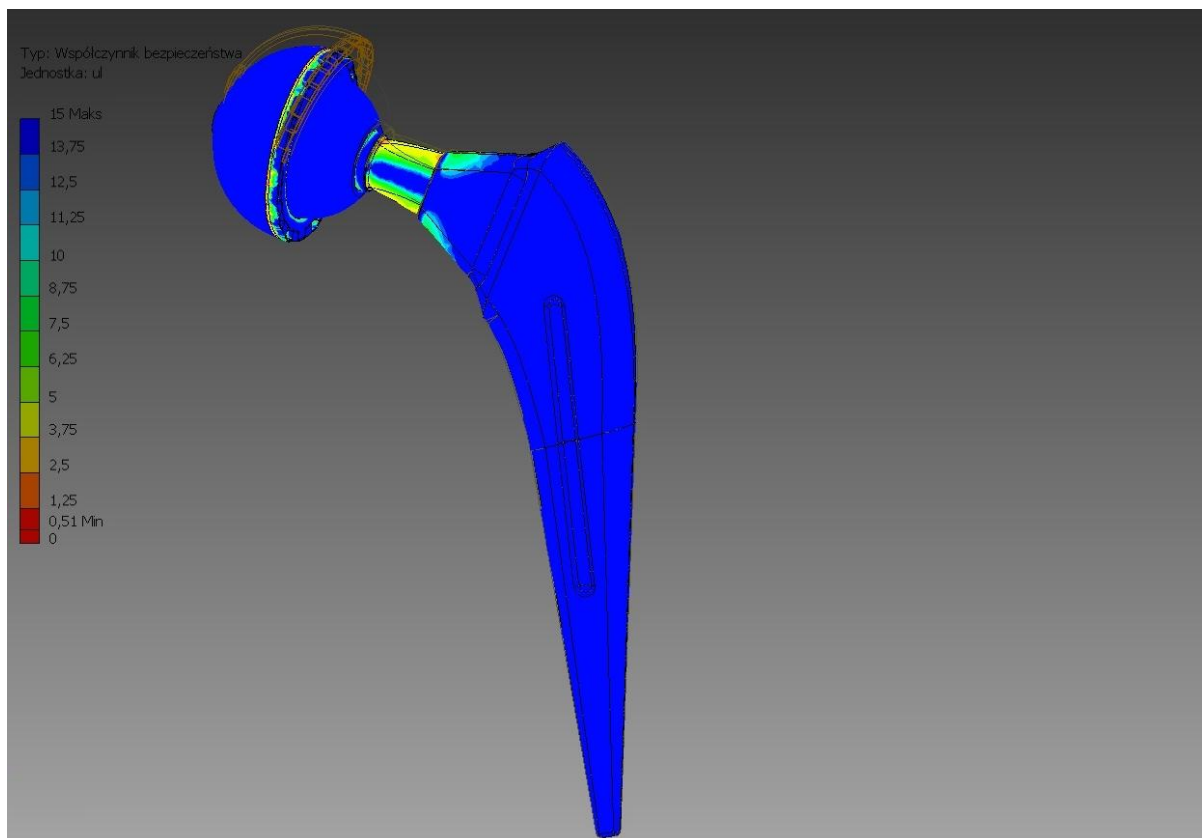
- **Analiza dla obciążenia 1542,62 N**



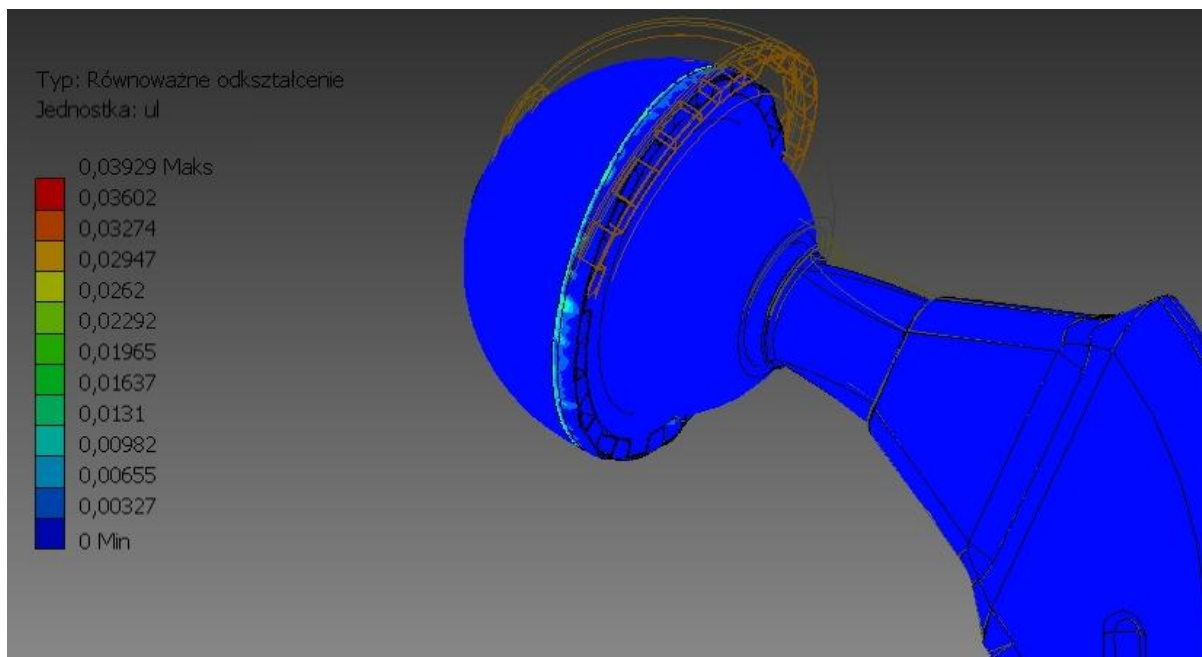
Rys.9.28 Wykres przedstawiający naprężenie Von Mises'a oraz pierwsze naprężenie główne dla obciążenia 1524,62 N.



Rys.9.29 Wykres przedstawiający przeszczenie dla obciążenia 1524,62N.

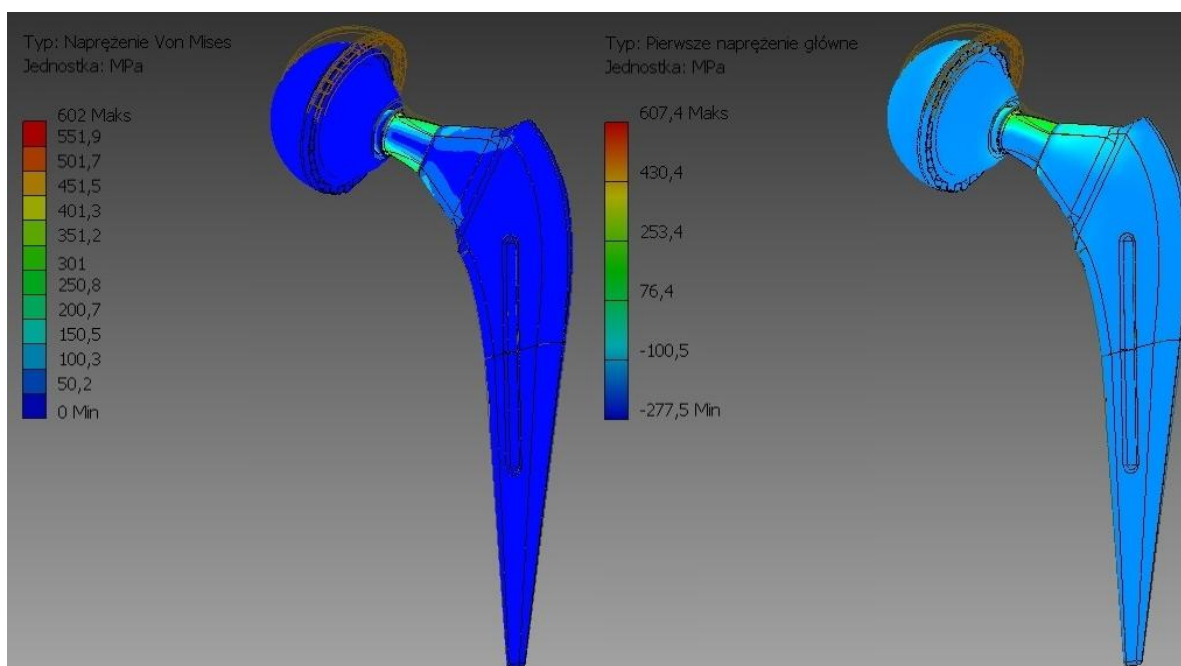


Rys.9.30 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążenia 1524,62N.

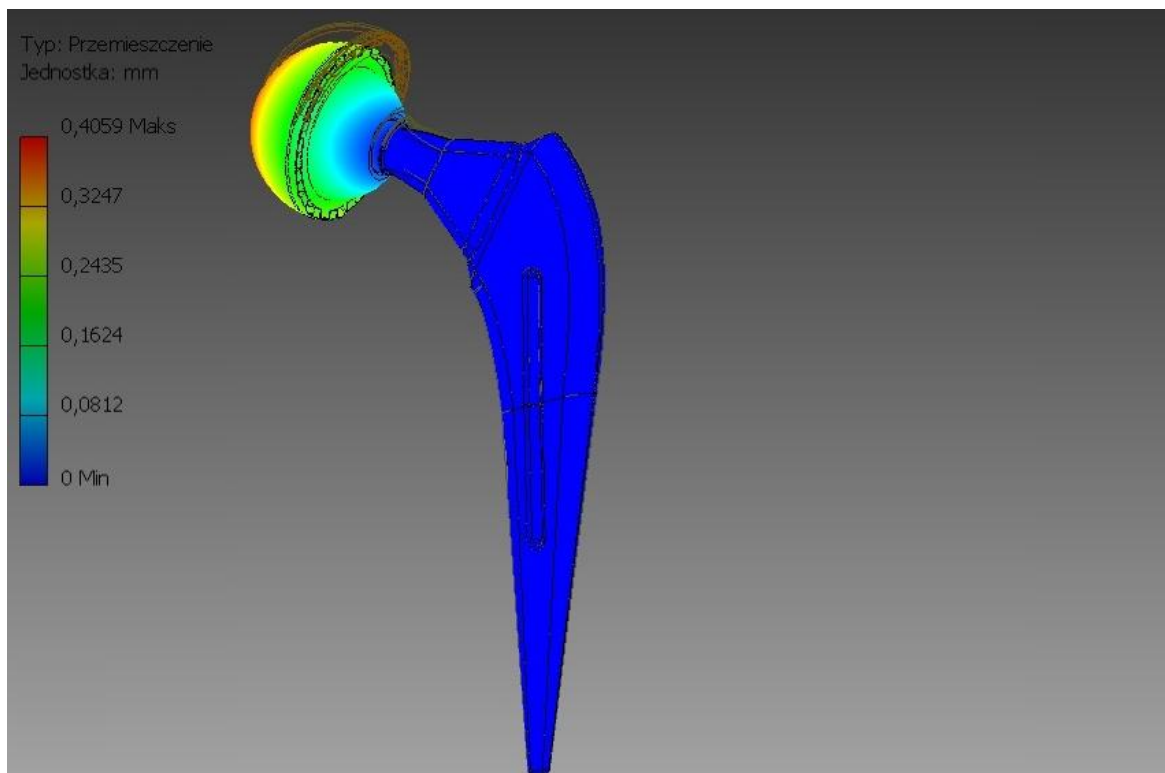


Rys.9.31 Wykres przedstawiający odkształcenie dla obciążenia 1524,62N.

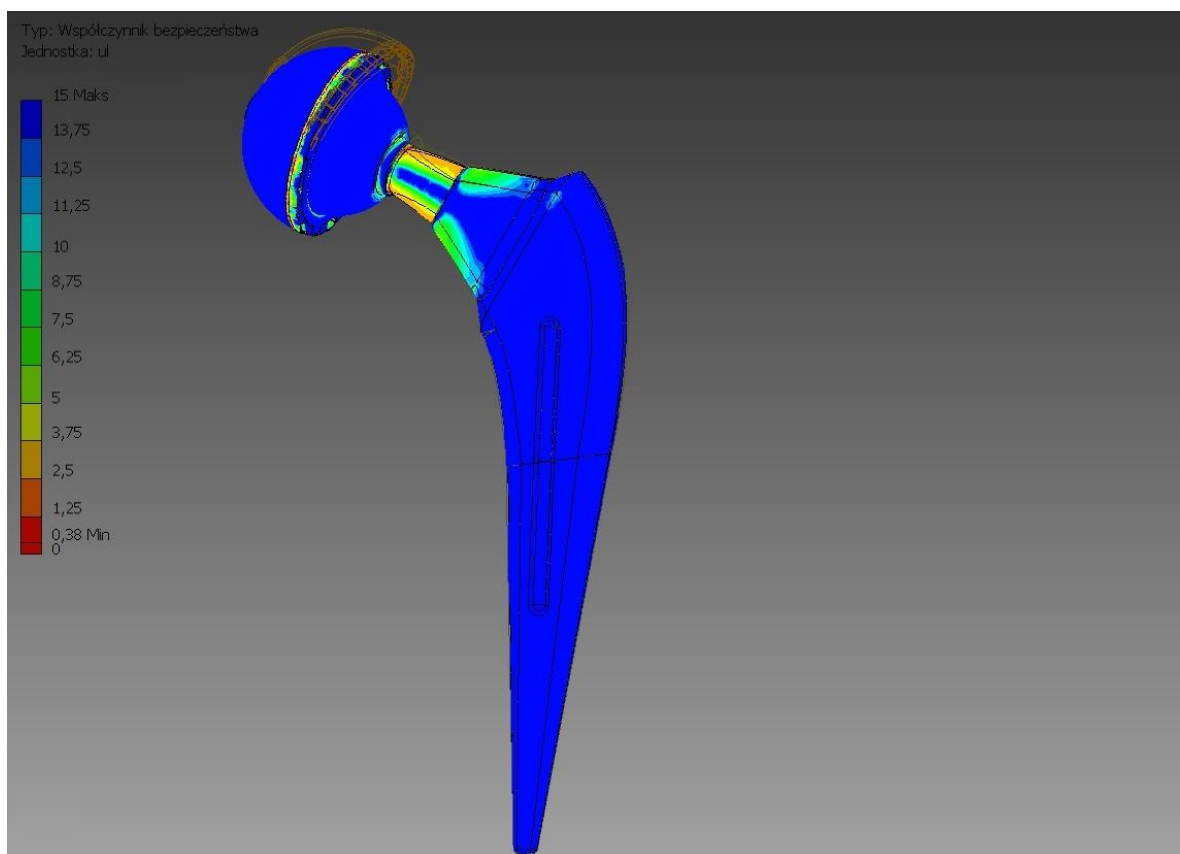
- **Analiza dla obciążenia 1942,87 N**



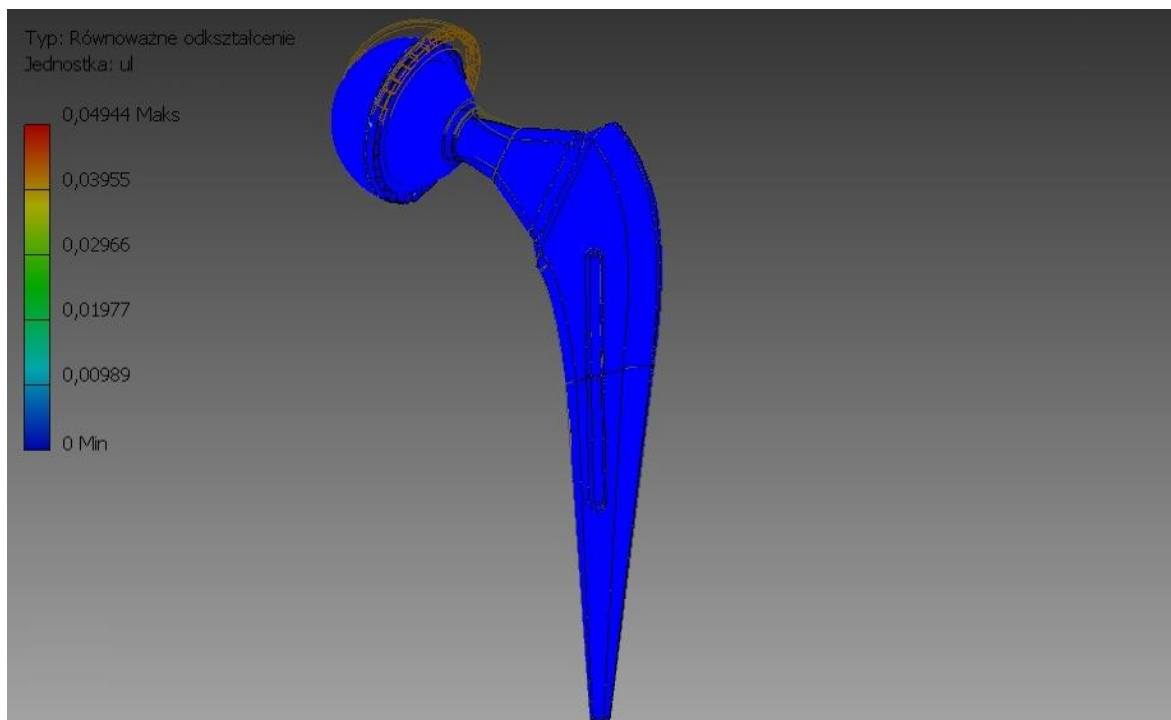
Rys.9.32 Wykresy przedstawiające naprężenie Von Mises'a oraz pierwsze naprężenia główne dla obciążenia 1942,87 N.



Rys.9.32 Wykres przedstawiający przemieszczenie dla obciążenia 1942,87 N.

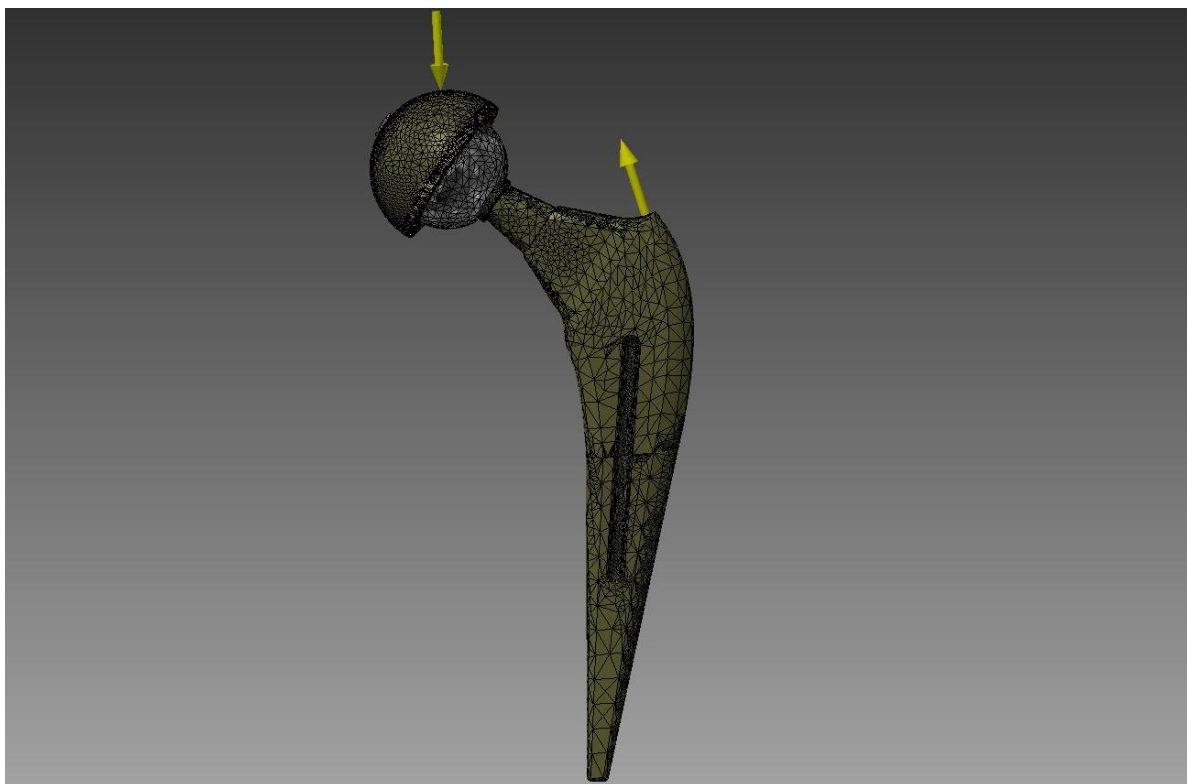


Rys.9.33 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążenia 1942,87 N.

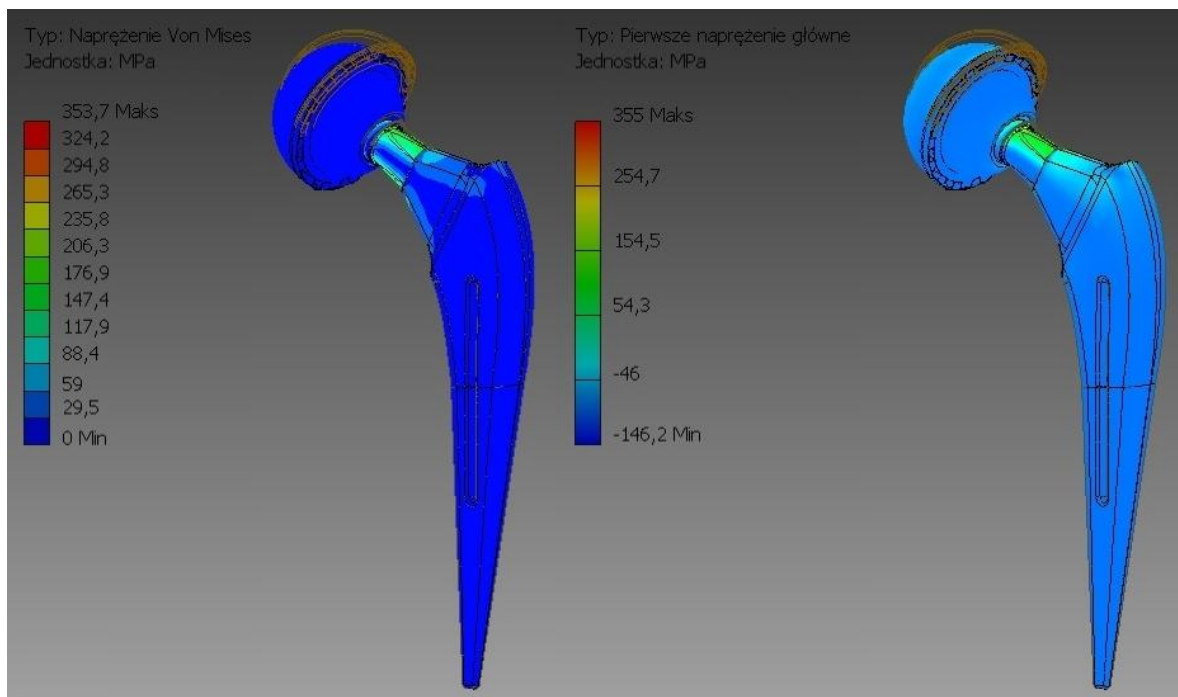


Rys.9.34 Wykres przedstawiający odkształcenia dla obciążenia 1942,87 N.

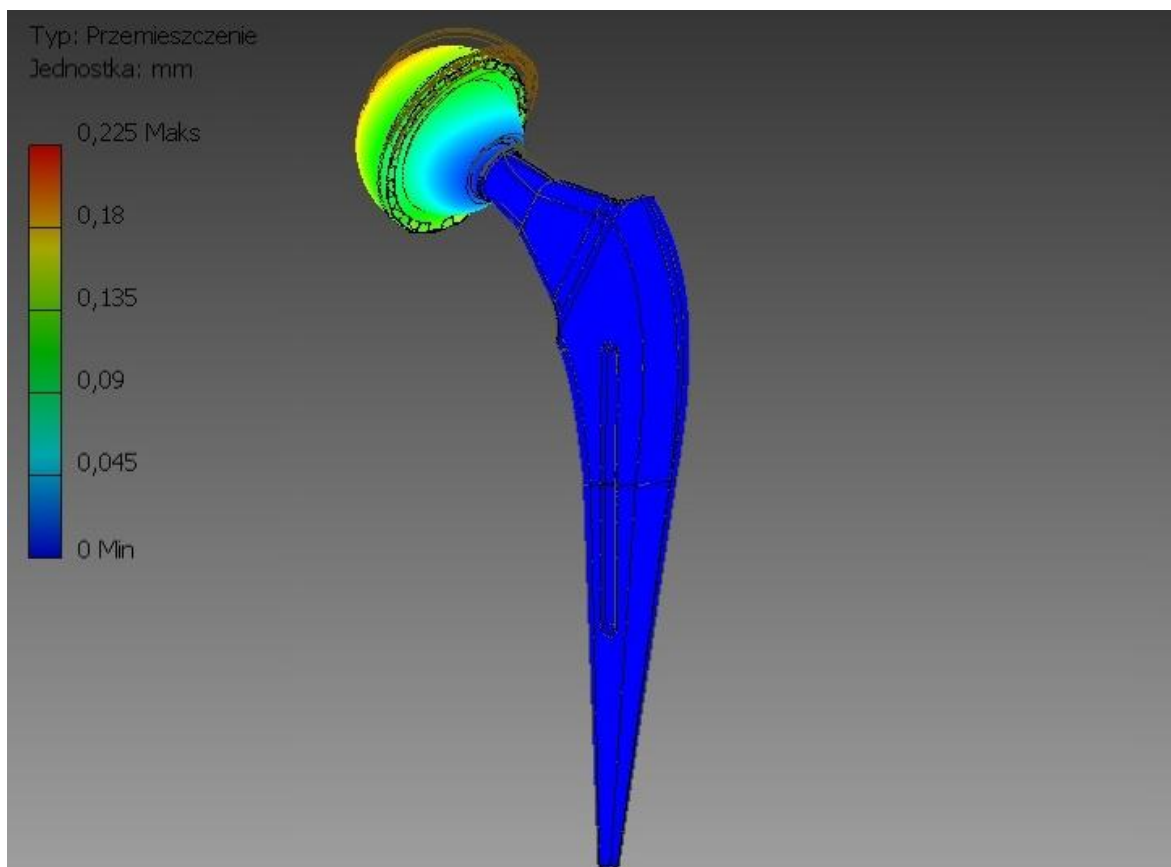
- **Analiza dla obciążeń 1083,5 N oraz 1020 N**



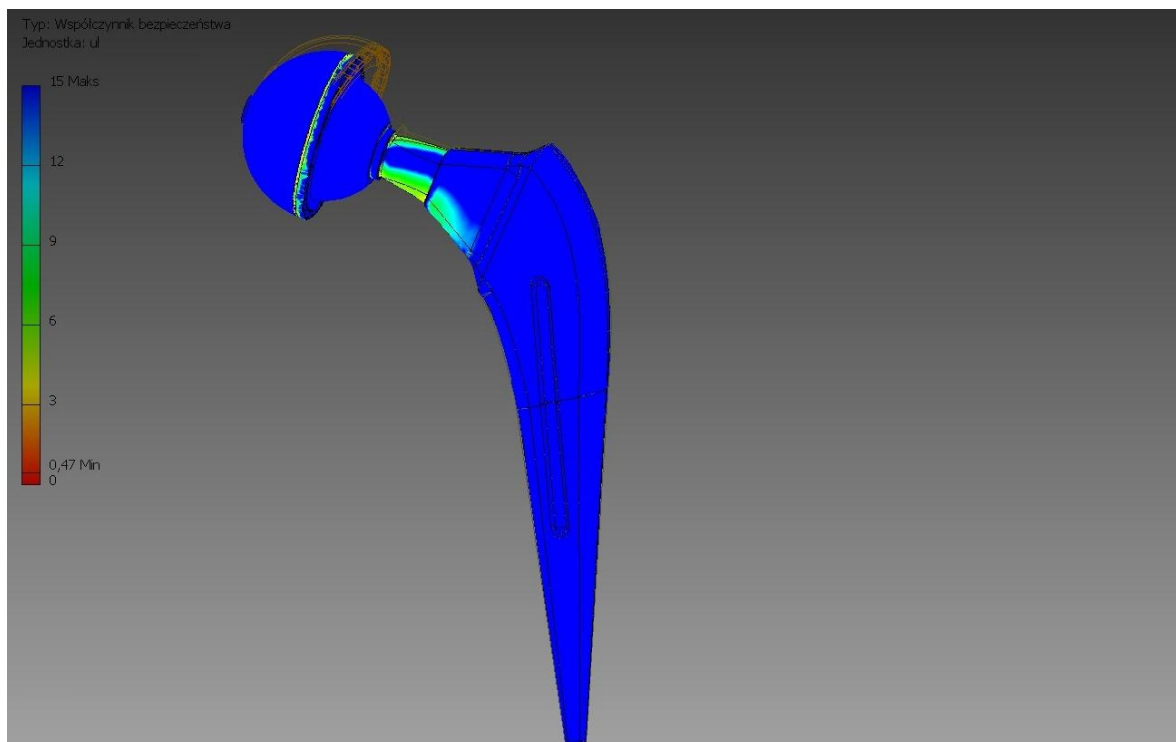
Rys.9.35 Przyłożenie sił 1083,5 N i 1020 N działających odpowiednio na głowę endoprotezy oraz trzpień.



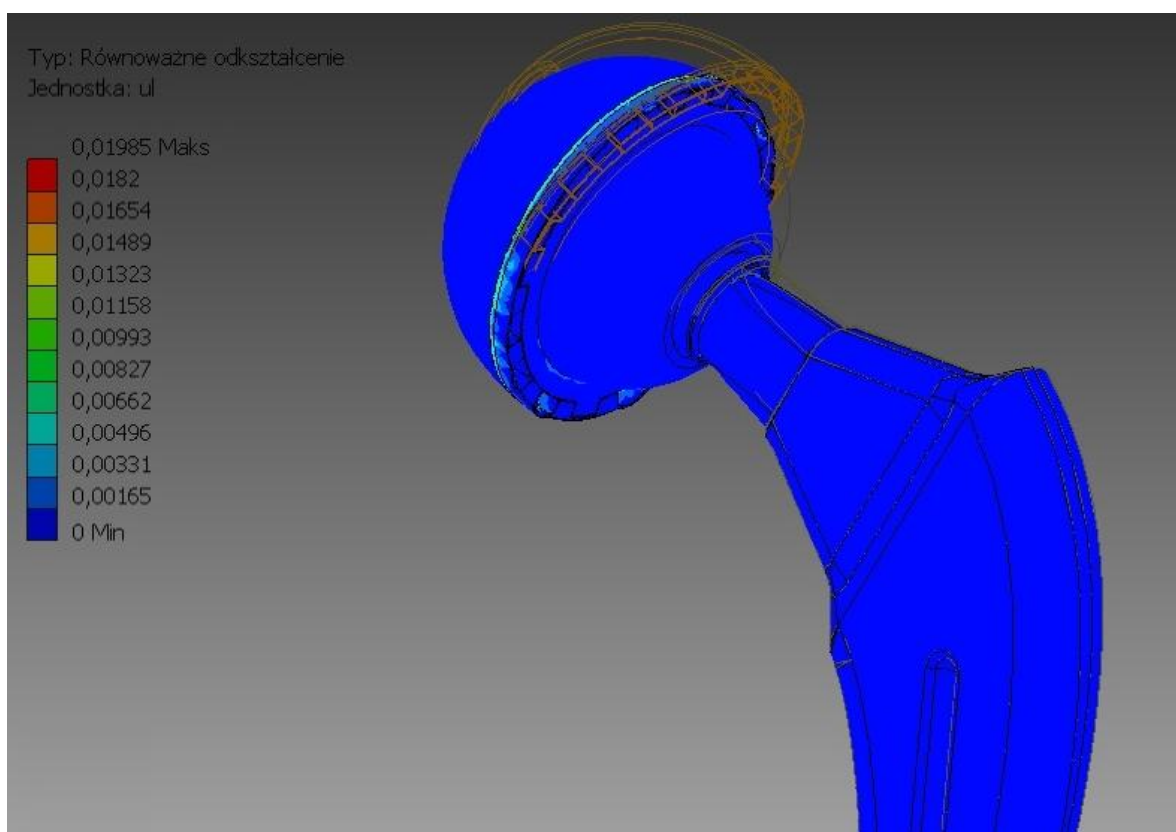
Rys.9.36 Wykresy przedstawiające napężenia Von Mises'a oraz pierwsze napężenie główne dla obciążeń 1083,5 N oraz 1020 N.



Rys.9.37 Wyres przedstawiający przemieszczenie dla obciążeń 1083,5 N oraz 1020 N.



Rys.9.38 Wykres przedstawiający współczynnik bezpieczeństwa dla obciążeń 1083,5 N oraz 1020 N.

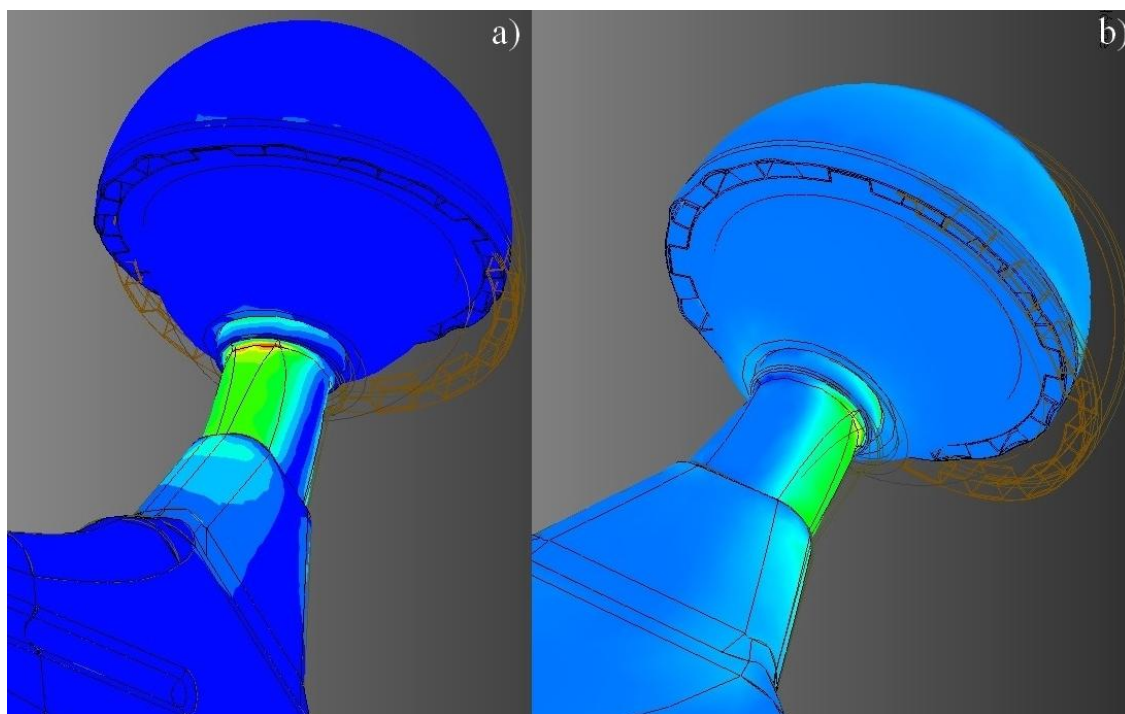


Rys.9.39 Wykres przedstawiający odkształcenie dla obciążeń 1083,5 N oraz 1020 N.

10. Wnioski i podsumowanie

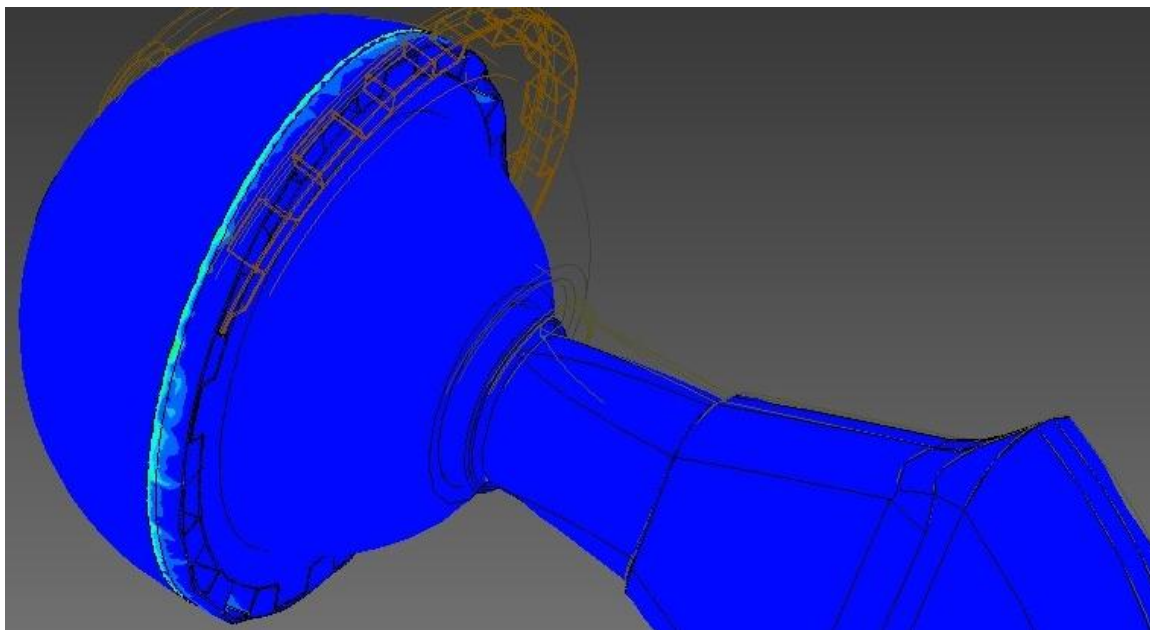
Wyniki analizy numerycznej dla różnych wartości obciążenia i gęstości siatki zestawione zostały w tabeli 10.1.

Analizując otrzymane wykresy można zauważyć, że największe wartości naprężeń zredukowanych występują na szyjce trzpienia, w miejscu jego łączenia z głową endoprotezy - są to naprężenia rozciągające. Pierwsze naprężenie główne dotyczy wartości siły naprężenia normalnego, w przypadku kiedy nie występuje naprężenie ścinające. Obrazuje zatem maksymalne naprężenie rozciągające występujące pod wpływem przyłożonej siły. Występują one w górnej części szyjki trzpienia.



Rys.10.1 Przybliżenie widoku wykresów w miejscu największych wartości a) naprężeń zredukowanych b) pierwszych naprężeń głównych.

Największe odkształcenia powstały w warstwie pośredniej wykonanej z polietylenu. Wykresy potwierdzają wymogi stawiane warstwom, czyli amortyzację oraz przenoszenie obciążeń. Przekłada się to jednak na ich szybkie zużycie, skrócenie czasu użytkowania endoprotezy i konieczność wymiany warstwy co kilka lat. Największe przemieszczenie modelu nastąpiło w miejscu przyłożenia siły, co jest normalnym zjawiskiem.



Rys.10.2 Przybliżenie widoku wykresu odkształceń powstałych w warstwie pośredniej.

Porównując wyniki otrzymane dla różnych gęstości siatek można zauważyć ich niewielki wzrost dla siatki o większej liczbie elementów i węzłów. Przy zmianie siatki na coraz mniejsze elementy otrzymywane wartości wzrastały, co ma wpływ na większą dokładność analizy. Przekłada się to jednak na znacznie dłuższy czas obliczeń, dlatego symulacje opierające się na metodzie elementów skończonych nie są przeprowadzane w czasie rzeczywistym. Na długość analizy bez wątpienia wpływ ma moc obliczeniowa komputera. Dzięki zastosowaniu analizy numerycznej możliwe jest dobranie najkorzystniejszego materiału, spełniającego wszelkie stawiane mu wymogi oraz eliminacja konieczności tworzenia modelu prototypowego.

Obciążenie [N]	Naprężenia Von Mises'a [MPa]	Pierwsze naprężenie główne [MPa]	Przemieszczenie [mm]	Odkształcenie
Analiza I				
642,06	175,0	192,0	0,1170	0,01158
1542,62	471,1	536,4	0,3347	0,03900
1942,87	531,9	576,7	0,3488	0,04040
1083,5/1020	334,3	337,3	0,2263	0,02752
Analiza II				
642,06	200,4	202,2	0,1345	0,01623
1542,62	478,5	482,8	0,3339	0,03929
1942,87	602,0	607,4	0,4518	0,04944
1083,5/1020	353,7	355,0	0,2250	0,01985

Tab.10.1 Tabela przedstawiająca zestawienie wyników uzyskanych podczas analizy I oraz II.

11.Literatura

- [1] Sylwanowicz W., Michajlik A., Ramotowski W., *Anatomia i fizjologia człowieka*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1985
- [2] Pozowski A., *Alloplastyka stawu biodrowego*, Górnicki Wydawnictwo Medyczne, Wrocław, 2011
- [3] Będziński R., *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997
- [4] Dobrzański L., *Podstawy nauki o materiałach i metaloznawstwo*, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa, 2006
- [5] Blicharski M., *Wstęp do inżynierii materiałowej*, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa, 2001
- [6] Świczko-Żurek B., *Biomateriały*, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, 2009
- [7] Tadeusiewicz R., *Biocybernetyka. Metodologiczne podstawy dla inżynierii biomedycznej*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2013
- [8] Zielnica J., *Wytrzymałość materiałów*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 1996
- [9] Ostwald M., *Podstawy wytrzymałości materiałów*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2003
- [10] Gabryszewski Z., *Teoria Sprężystości i Plastyczności*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2001
- [11] Nordin M.m Ozkaya N., Goldsheyder D, Leger D., *Fundamentals of Biomechanics*, wydanie trzecie, Nowy Jork, 2012
- [12] Bergmann G., Deuretzbaher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G. N., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*, Journal of biomechanics, volume 34, Issue 7, 2001
- [13] Zienkiewicz O.C., Taylor R.L., *The Finite Element Method*, Vol. 1-3: The Basis, Solid Mechanics, Fluid Dynamics (5th ed.), Butterworth-Heinemann, Oxford, 2009

Strony internetowe – dostępne: styczeń 2017r.

- [10] <http://hofmannarthritisinstitute.com/hip/understanding-hip-arthritis/>
- [12] <http://www.massmedica.com/>
- [13] <http://www.jlgh.org/>

[14] <http://www.medicalexpo.com/>

[15] <http://www.beznoska.com/homepage/>

[16] <http://etacar.put.poznan.pl/jacek.buskiewicz/>

[17] <https://grabcad.com>