

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA



Maria Astriab

Kaja Stefańska

Aleksandra Tomczyk

Inżynieria biomedyczna
Semestr VI, rok trzeci, grupa PR

**MODELOWANIE I SYMULACJA WPŁYWU KSZTAŁTU
TRZPIENIA ENDOPROTEZY STAWU BIODROWEGO NA
WARTOŚĆ NAPRĘŻEŃ**

Praca semestralna dla przedmiotu
Modelowanie i symulacja zagadnień biomedycznych

Praca wykonana pod kierunkiem dr hab. Tomasza Stręka prof. nadzw.

Poznań 2017

Spis treści

1.	Wstęp	3
2.	Charakterystyka stawu biodrowego.....	3
2.1.	Anatomia stawu biodrowego	3
2.2.	Biomechanika stawu biodrowego	7
3.	Endoprotezoplastyka stawu biodrowego.....	10
4.	Endoproteza stawu biodrowego	15
4.1.	Rodzaje, budowa i stosowane materiały.....	15
4.2.	Przegląd dostępności na rynku.....	17
5.	Analiza stanu naprężeń i odkształceń.....	21
5.1.	Charakterystyka metody elementów skończonych	21
5.2.	Prawo Hook'a	22
5.3.	Równanie Naviera	23
6.	Modelowanie i symulacja.....	24
6.1.	Model	25
6.2.	Materiał i warunki brzegowe.....	26
6.3.	Siatki elementów skończonych	29
6.4.	Wyniki symulacji.....	31
7.	Wnioski	39
8.	Piśmiennictwo	40

1. Wstęp

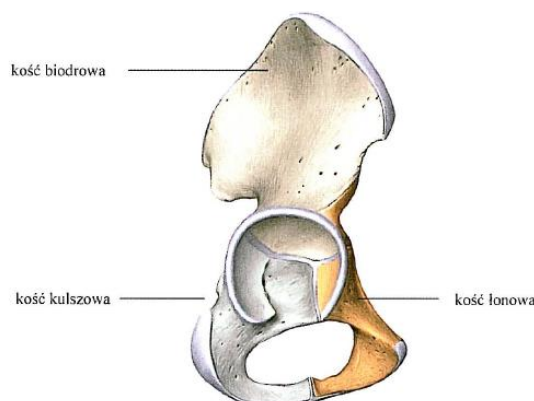
Stosowanie endoprotez stawów w celu zastąpienia uszkodzonych bądź zniekształconych części ciała człowieka jest coraz powszechniejszą metodą mającą na celu rehabilitację i odzyskanie sprawności przez pacjentów. Jednym z głównych zadań w inżynierskim konstruowaniu endoprotez staje się taki dobór ich własności, aby w najlepszym stopniu odwzorowywały one naturalne funkcje stawów. Problemy mogą wynikać m.in. z różnych wartości modułu Younga czy gęstości materiałów stosowanych na implanty w stosunku do naturalnych kości. Dobrym rozwiązaniem okazuje się stosowanie materiałów o porowatości objętościowej, które dodatkowo pozwalają na trwalsze połączenie implantu z kością – osteointegrację. Jednakże materiały te wciąż są w fazie badań laboratoryjnych i ich wprowadzenie do powszechnego użytku wymaga czasochłonnych testów. Na rynku spotkać można również rozwiązania prezentujące trzpienie endoprotez z widocznymi „dziurami”, które mogą mieć wpływ na ich ciężar. W pracy postanowiono sprawdzić wpływ ilości otworów w trzpieniu endoprotezy – a więc jej różnych konstrukcji – na wartości naprężeń i przemieszczeń uzyskane przy pomocy symulacji komputerowych metoda elementów skończonych. Wykorzystano 3 modele – bez otworów, z małą ich ilością i z dużą ilością. Miejsce usytuowania otworów było przypadkowe. Maksymalną ich średnicę ustalono na 10mm.

2. Charakterystyka stawu biodrowego

2.1. Anatomia stawu biodrowego

Staw biodrowy jest stawem kulistym, który stanowi połączenie kości udowej z miednicą. Przenosi on ciężar ciała z tułowia na kończynę oraz umożliwia ruchy uda. Jest to jeden z największych stawów organizmu człowieka.

Dwie kości miedniczne wraz z kością krzyżową tworzą miednicę. Zarówno prawa jak i lewa kość miedniczna składa się z kości biodrowej, łonowej i kulszowej. Kości te są zrośnięte i formują panewki stawowe stawu biodrowego. Kość miedniczna w większej części zbudowana jest z zewnętrznej warstwy kości zbitej i wewnętrznej warstwy kości gąbczastej. W część dołu biodrowego i dnie panewki występuje tylko istota zbita. Pasma osteonów ułożone są tak, aby wzmacniać miednicę w miejscach, gdzie występują największe obciążenia.

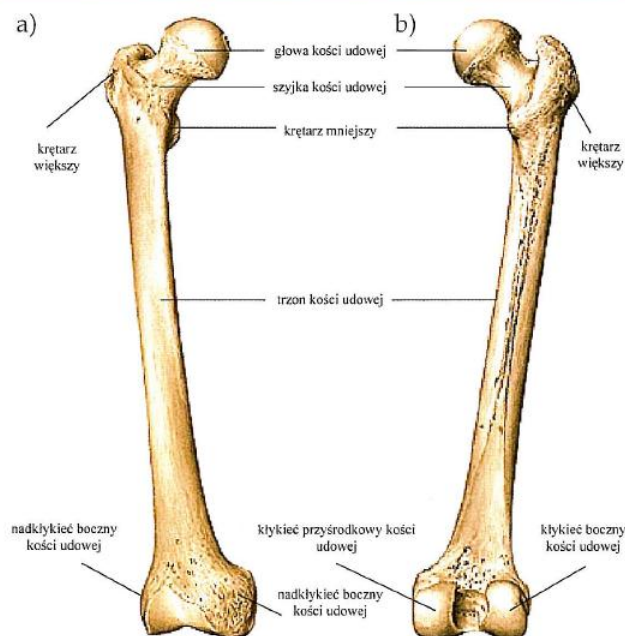


Rys. 2.1. Kości formujące kość miedniczną

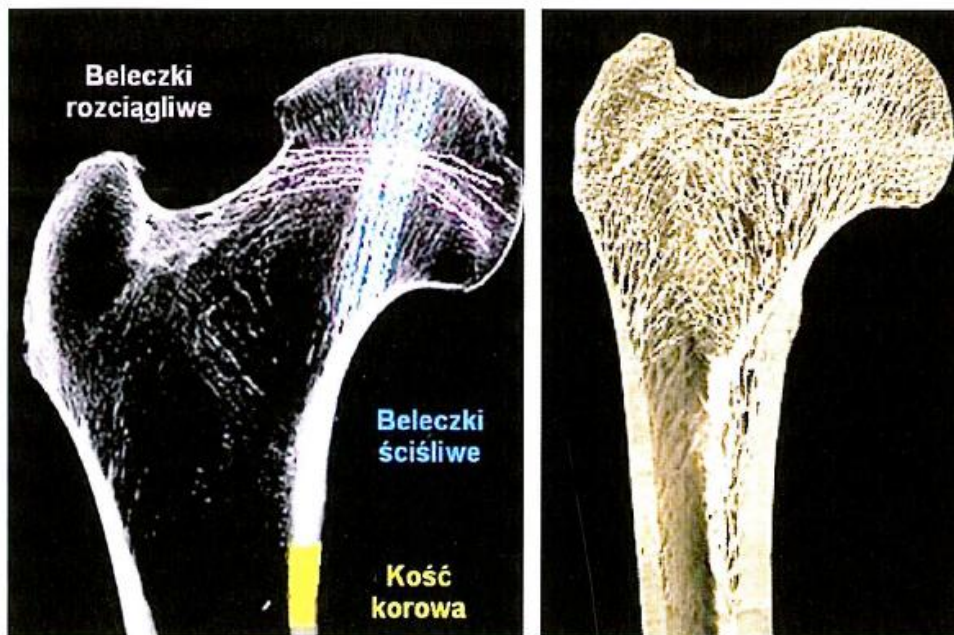
Kość udowa jest kością długą składającą się z części bliższej kości, trzonu oraz części dalszej. W obrębie końca bliższego wyróżnia się głowę i szyjkę kości udowej oraz krętarz większy i mniejszy.

Jest on zbudowany z kości gąbczastej otoczonej kością zbitą, natomiast trzon składa się tylko z istoty zbitej otaczającej jamę szpikową. Ze względu na to, że kończyna dolna jest poddawana dużym obciążeniom, kierunek ułożenia beleczek kostnych jest równoległy do kierunku działania największych sił ściskających lub rozciągających w danym fragmencie kości. Minimalizuje to możliwość pojawienia się spiętrzenia naprężeń.

Kulista głowa kości udowej stanowi główkę stawową. Jest pokryta chrząstką szklaną, z wyjątkiem wgłębienia znajdującego się na jej szczycie (dołek głowy kości udowej), do którego przyczepia się więzadło kości udowej. Panewka stawowa ukształtowana na kości miednicznej. Panewka jest znacznie pogłębiona przez wysoki obrąbek panewkowy występujący w postaci włóknisto-chrząstnego pierścienia. Panewka tylko w części obwodowej jest pokryta chrząstką szklaną, natomiast jej centralna część tworzy dół panewki wypełniony tkanką tłuszczową. W dole panewki ma przyczep więzadło głowy kości udowej.



Rys. 2.2 Kość udowa: a) widok z przodu, b) widok z tyłu.

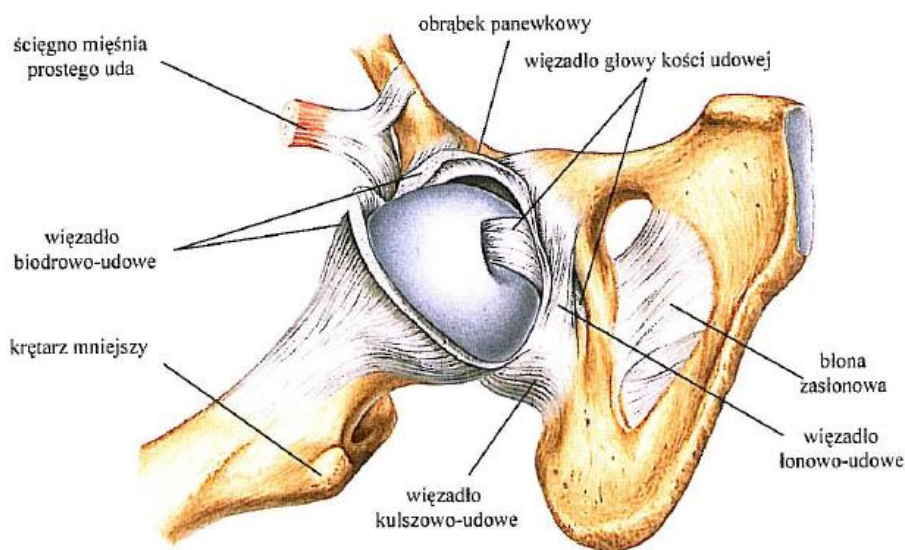


Rys. 2.3 Ułożenie beleczek kostnych w części bliższej kości udowej: a) zdjęcie rentgenowskie, b) przekrój przez wypreparowaną kość

Cały staw jest otoczony mocną i grubą torebką stawową. Czynnikiem wzmacniającym i stabilizującym staw są więzadła. Rozróżniamy cztery więzadła wzmacniające.

- Więzadło biodrowo-udowe.
- Więzadło łonowo-udowe.
- Więzadło kulszowo-udowe.
- Warstwa okrężna.

Jako piąte rozróżnia się więzadło głowy kości udowej. Jest rozpięte między dołkiem głowy a dołem panewki. W całości znajduje się wewnątrz stawu i odgrywa niewielką rolę. Hamuje ruchy przywodzenia oraz ruchy rotacji na zewnątrz.



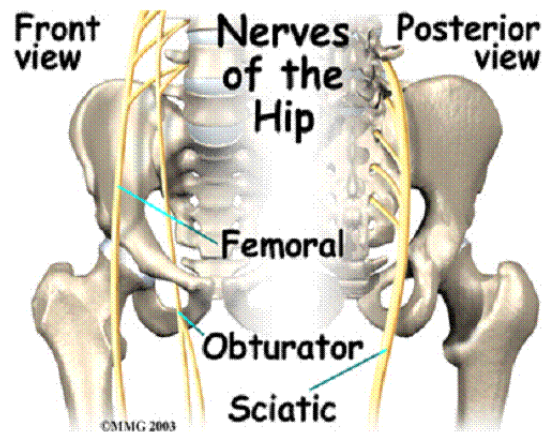
Rys. 2.4. Aparat więzadłowy stawu biodrowego z wypreparowanym więzadłem biodrowo-udowym.

Czynny ruch w stawie biodrowym zapewniają mięśnie, które dodatkowo wzmacniają ścięgnami torebkę stawową. Dzielą się one na:

- Mięśnie obręczy kończyny dolnej
 - grupa przednia mięśni grzbietowych obręczy kończyny dolnej
 - grupa tylna mięśni grzbietowych obręczy kończyny dolnej
 - obręczy kończyny dolnej
- Mięśnie uda
 - grupa przednia mięśni uda
 - grupa przyśrodkowa mięśni uda
 - grupa tylna mięśni uda

Unerwienie:

- powierzchnia przednia: nerw udowy;
- powierzchnia tylna: nerw kulszowy;
- powierzchnia przyśrodkowa: nerw zaśłonowy.

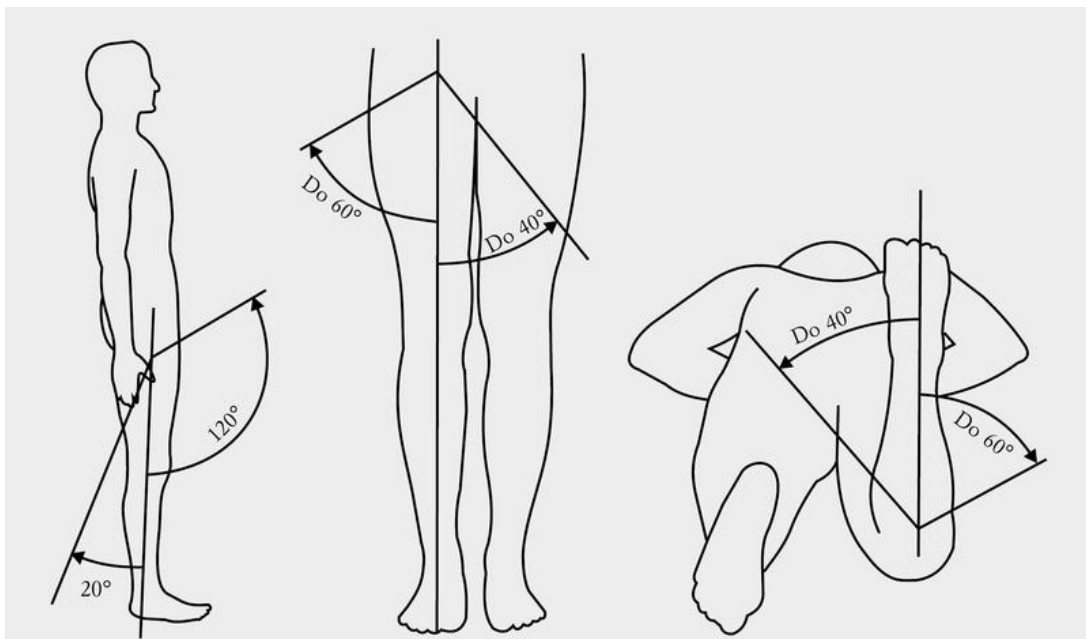


Rys. 2.5. Unerwienie stawu biodrowego, widok od przodu i od tyłu (femoral – n. udowy, sciatic – n. kulszowy, obturator – n. zaśłonowy).

2.2 Biomechanika stawu biodrowego

Ruchy w stawie biodrowym

Prawidłowa, pionowa postawa ciała stanowi dla stawu biodrowego położenie krańcowe. W położeniu pośrednim, w którym wszystkie włókna torebki stawowej są odprężone, udo znajduje się w położeniu miernego zgięcia, odwiedzenia i obrotu na zewnątrz. Z racji tego, że staw biodrowy jest stawem kulistym panewkowym, ruchy mogą się w nim odbywać dokoła nieskończonej liczby osi. Możemy z nich wyróżnić trzy główne: oś poprzeczna, wokół której wykonywane są ruchy unoszenia, czyli zgięcia i prostowania uda lub też, w przypadku ustalonego uda, ruchy zgięcia i prostowania miednicy. Druga oś biegnie w kierunku strzałkowym przez środek głowy. Dokoła niej odbywają się ruchy odwodzenia i przywodzenia, a w przypadku ustalonego uda pochylenie boczne miednicy. Trzecia oś jest osią obrotu, wokół której odbywają się ruchy obrotowe do wewnątrz (nawracania) i na zewnątrz (odwracanie), względnie, w przypadku ustalonego uda – obroty miednicy. Prawidłowe zakresy ruchów dla stawu biodrowego to odpowiednio dla zginania 120-150, prostowania z przeprostem 20-30, odwodzenia do 60, przywodzenia do 40. Dla człowieka ułożonego na brzuchu zakres rotacji zewnętrznej wynosi 40, a wewnętrznej 60.



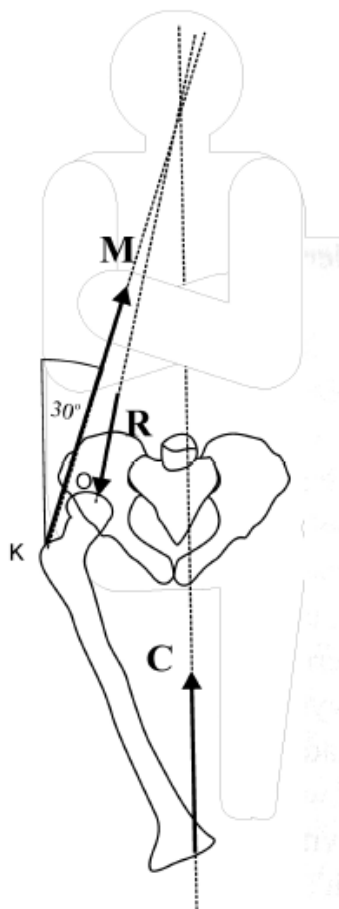
Rys. 2.6 Zakresy ruchów w stawie biodrowym

Obciążenia w stawie biodrowym

Obciążenia stawu biodrowego wynikają z aktywności fizycznej, najczęściej chodu. Są one efektem całego szeregu oddziaływań zewnętrznych (np. siły grawitacji na ciało) i wewnętrznych reakcji pochodzących od współpracy elementów układu kostno-stawowego, układu więzadłowego i mięśniowego. Staw przenosi zarówno siły statyczne jak i dynamiczne, w zależności od wykonywanej czynności i fazy ruchu.

Najpopularniejszymi modelami opisującymi obciążenia w stawie biodrowym są: model Pauwelsa, model Maqueta oraz model Będzińskiego.

Model Pauwelsa zakłada, że obciążenia powstające w trakcie stania na jednej kończynie dolnej są jednymi z najważniejszych, jakie oddziałują na staw biodrowy człowieka. Model Pauwelsa zakłada równowagę momentów sił wokół środka kości udowej, która jest uważana jednocześnie za środek obrotu. Model jest złożony z członu zawierającego kończynę dolną oraz reszty ciała. Oba te człony połączone są w stawie biodrowym. Na dolny człon działają trzy siły. Pierwsza z nich to siła reakcji podstawy C, która w przypadku stania na jednej nodze jest przesunięta od osi symetrii w kierunku od nogi, na której osoba jest podparta, a ciężar C jest pomniejszony o ciężar kończyny. Siła M jest rozwijana przez mięśnie odwodziciele stawu biodrowego. Jest ona przyłożona w punkcie K krętarza kości udowej i nachylona pod kątem 30 stopni do pionu. Siła reakcyjna R działa na głowę kości udowej i przechodzi przez środek geometryczny głowy.

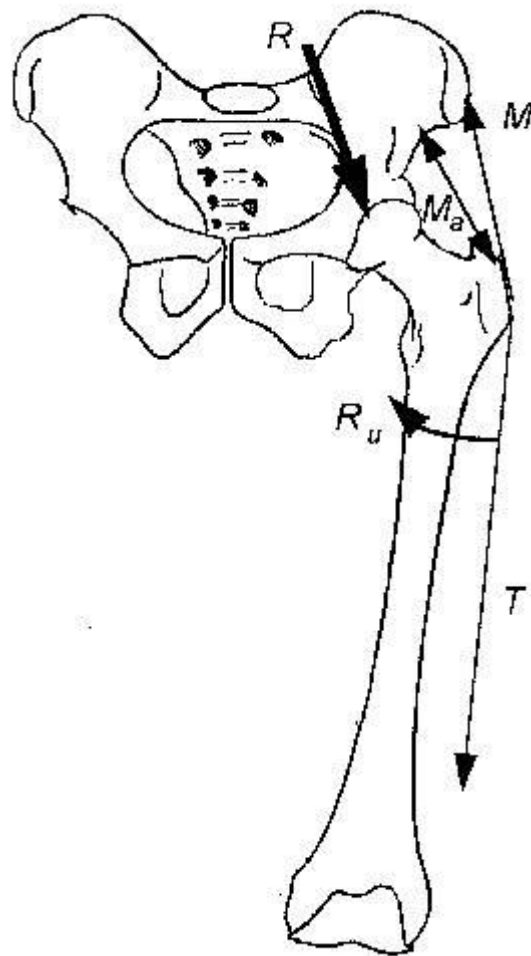


Rys. 2.7 Model dwumasowy Pauwelsa dla wyznaczenia obciążeń stawu biodrowego.

Model Maqueta odmiennie opisuje oddziaływanie i funkcje pasma biodrowo-piszczelowego. W modelu Maqueta przesuwana się ona swobodnie po powierzchni 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. Modele Maqueta i Pauwelsa uwzględniają jedynie oddziaływanie mięśni głównie w płaszczyźnie czołowej, natomiast w rzeczywistości siły mięśniowe działają w wielu kierunkach i jest to o wiele bardziej złożone.

Model obciążenia stawu biodrowego Będzińskiego obejmuje dodatkowo mięśnie rotujące kość udową względem miednicy. Model ten opisuje sytuacje bardziej złożone, np. wchodzenie po

schodach. Uwzględnia oddziaływanie mas tułowia na główkę kości udowej (R), oddziaływanie mięśni odwodzicieli (M), oddziaływanie pasma biodrowopiszczelowego (T) oraz oddziaływanie rotatorów wywołujących skręcenie kości udowej (R_u). Z uwagi na złożoność obciążeń, a także różnorodność cech anatomicznych człowieka, stworzenie modelu dokładnie odwzorowującego działanie sił i momentów jest bardzo trudne. Współczesne metody numeryczne umożliwiają uzyskanie bardziej złożonych modeli obciążenia uwzględniających większość grup mięśniowych, biorących udział w przenoszeniu obciążenia oraz ruchu kończyny dolnej.



Rys. 2.8. Model obciążeń stawu biodrowego z uwzględnieniem pasma biodrowo-piszczelowego i momentów rotacyjnych.

3. Endoprotezoplastyka stawu biodrowego

W przypadku stałych dolegliwości bólowych i znacznego ograniczenia ruchomości w przebiegu zmian zwyrodnieniowych, jedynym zabiegiem powodującym ustąpienie objawów jest **endoprotezoplastyka**, czyli zabieg **wszczepienia sztucznego stawu tzw. endoskopia biodra**. Zabieg operacyjny polega na oszczędnej, całkowitej resekcji uszkodzonych lub zużytych powierzchni stawowych chorego stawu i zastąpieniu ich sztucznym wszczepem, wykonanym z materiałów odpornych na ścieranie i nie wywołujących w organizmie odczynów. Szczegółowe informacje co do typu endoprotezy i rodzaju materiału, z którego wykonana jest powierzchnia współpracujących za sobą części, chory otrzymuje podczas wizyty w gabinecie lekarskim. W zależności od wieku pacjenta i wskazań medycznych endoprotezy osadzone są na kości bez kleju – tzw. endoproteza bezcementowa lub za pomocą cementu kostnego - tzw. endoproteza cementowa. Obecnie wiek pacjenta kwalifikowanego do zabiegu operacyjnego z zastosowaniem endoprotezy bezcementowej przesunięty został do 60 - 70 roku życia (kwalifikowani są również pacjenci starsi). Do trwałego połączenia endoprotezy bezcementowej z kością dochodzi przez wrośnięcie kości w porowaty materiał pokrywający endoprotezę. Proteza podczas zabiegu jest wbijana na tzw. ciasne dopasowanie. Endoprotezoplastyka jest wciąż dynamicznie rozwijającą się dziedziną ortopedii. Produkowane są coraz nowsze, bardziej anatomiczne i wytrzymałe elementy sztucznego stawu. Jednak wciąż występują problemy ze zużywaniem się (ścieraniem) powierzchni współpracujących ze sobą, obluźowaniami (utrata połączenia z kością) oraz rzadko występującą nietolerancją wszczepu przez organizm.

Kapoplastyka

Jest metodą oszczędnej endoprotezoplastyki stawu biodrowego, zachowującej głowę i szyjkę kości udowej, a tym samym prawidłowe warunki anatomiczne, co praktycznie eliminuje możliwość zwknięcia i pozwala na szybki powrót do aktywnego trybu życia. W **kapoplastyce** dokonywana jest wymiana panewki miednicy- na bezcementową panewkę endoprotezy, metalową o dużej średnicy. Na głowę kości udowej zakładana jest proteza głowy (tzw. kapa)- na cement kostny. Dodatkową zaletą jest zastosowanie powierzchni trących metal-metal, które wykazują dużą odporność na ścieranie. Nie występują zatem w tej endoprotezie produkty ścierania polietylenu- występujące w innych typach endoprotez- dające czasem stan zapalny i prowadzące do obluźowania implantu. Zastosowanie tej metody wymaga jednak dobrego podłoża kostnego, a więc braku osteoporozy oraz wymaga prawidłowej budowy stawu biodrowego - mała destrukcja stawu na skutek wcześniejszych chorób. Wadą **kapoplastyki** zbyt krótki okres obserwacji (dotychczas około 8-10 lat), możliwość powstania martwicy głowy kości udowej i w rezultacie jej złamanie; nieco trudniejsza technika operacyjna. Niewątpliwą zaletą jest niewielka resekcja własnej kości pacjenta- dużo mniejsza niż w tradycyjnych endoprotezach, zatem ewentualna wymiana implantu jest łatwiejsza. Dla zastosowania tej metody niezbędna jest niewielka destrukcja panewki jak i głowy kości udowej pacjenta, brak objawów martwicy w głowie, zachowany kształt kulisty głowy, zachowana proporcja rozmiarów głowy i panewki.

Walorem kapoplastyki jest też to, iż nie jest ona rozwiązaniem ostatecznym. Jeśli z jakiegokolwiek powodu (np. wypadek) wystąpi jednak konieczność rewizji, można usunąć głowę i szyjkę kości udowej i implantować odpowiedni trzpień z głową metalową (jak w protezie całkowitej) pozostawiając panewkę. Proteza powierzchniowa, pozwalająca na wymianę zmienionych chorobowo

powierzchni panewki stawu biodrowego i powierzchni głowy kości udowej, jest bez wątpienia najmniej inwazyjną z dostępnych obecnie metod plastyki stawu biodrowego, a przy tym najbardziej skuteczną, w sensie powrotu pacjenta do stanu aktywności sprzed choroby. Dotychczasowe wyniki stosowania tej metody są zachęcające, gdyż statystyka potwierdza szybką rekonwalescencję po operacji i szybki powrót do wysokiego poziomu aktywności. Pamiętać jednak należy, że średni wiek pacjentów jest niższy o ok. 18 lat niż pacjentów poddawanych całkowitej endoprotezoplastyce stawu biodrowego, co niewątpliwie przyczynia się do szybkiego zdrowienia po zabiegu.

W porównaniu z metodą standardową resurfacing przynosi znaczące korzyści:

- ❖ metoda znacznie mniej inwazyjna - minimalny ubytek kości,
- ❖ zachowany zostaje anatomiczny układ kośćca, dzięki czemu siły i naprężenia w trakcie ruchu rozkładają się tak samo jak w zdrowym stawie,
- ❖ odtworzeniu ulega biomechanika stawu,
- ❖ małe ryzyko obłuzowania,
- ❖ małe ryzyko zwichnięcia,
- ❖ eliminacja problemu nierównej długości kończyn,
- ❖ łatwa i bezpieczna możliwość rewizji.

Korzyści z punktu widzenia pacjenta:

- ❖ duży zakres ruchów w stawie biodrowym,
- ❖ znowu można uprawiać sport
- ❖ nie ma uczucia braku własnego stawu,
- ❖ dobra stabilność ciała,
- ❖ proteza standardowa zawsze jeszcze może być założona w przyszłości, szybka rehabilitacja.

Wady kapoplastyki:

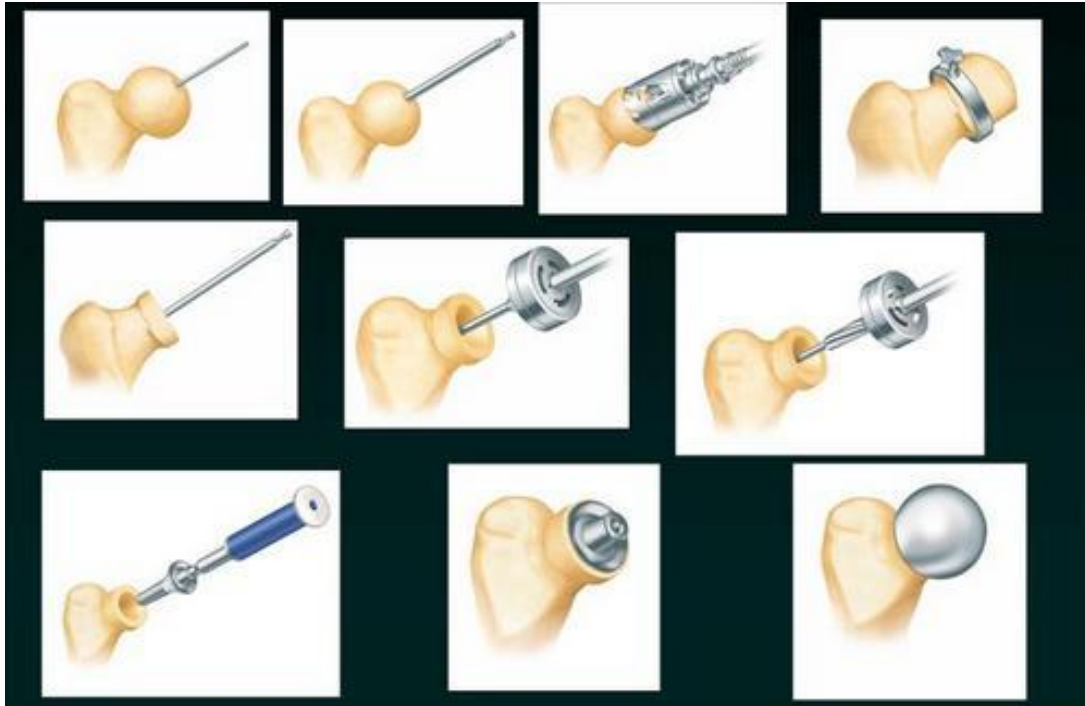
- ❖ Wymaga dobrej jakości kości chorego;
- ❖ nie może być stosowana w osteoporozie,
- ❖ Staw biodrowy a zwłaszcza głowa kości udowej nie mogą mieć znacznego stopnia destrukcji; torbieli, ubytków
- ❖ Istnieje ryzyko powstania martwicy głowy kości udowej pod kapą i złamania szyjki kości udowej
- ❖ W kapoplastyce podczas ruchu (chodzenia) dochodzi do tarcia powierzchni stawowych implantu, które są metalowe- powoduje to wzrost stężenia w organizmie jonów metali z których zbudowany jest implant, w rzadkich przypadkach może doprowadzić to powstania reakcji alergicznych
- ❖ W kapoplastyce nie można wydłużyć kończyny jeśli jest to potrzebne u pacjenta
- ❖ Z powodu zwiększonego poziomu metali w organizmie nie powinna być stosowana kapoplastyka u kobiet w okresie rozrodczym

W 10 letnich obserwacjach ryzyko powstania powikłań i konieczność wymiany implantu jest wyższe o kilka procent niż w totalnej endoprotezoplastyce stawu biodrowego

Nie można na razie powiedzieć czy kapoplastyka jest lepszym typem endoprotezy niż klasyczne implanty bezcementowe, z dłuższą przeżywalnością sztucznego stawu, gdyż w obserwacjach 8-10 letnich wyniki są obecnie podobne, a historia pokaże która metoda będzie miała lepsze wyniki przy dłuższym okresie obserwacji. Obecnie stosowane endoprotezy bezcementowe mają ponad 20 letnie obserwacje i częstość obłuzowań implantów nie przekracza zwykle 5%.

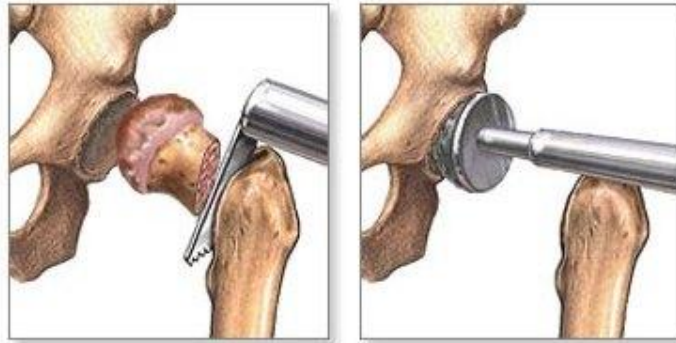
BMHR - Birmingham Mid Head Resection

Jest to wariant pośredniej endoprotezy stawu biodrowego między endoprotezą powierzchniową (kapoplastyką) a endoprotezą totalną. W metodzie tej resekuje się połowę głowy kości udowej, często zawierającej ubytki kostne lub wolne przestrzenie (cysty). Sam implant jest bezcementowy- zarówno panewka jak i kapa na głowę są mocowane na zasadach bezcementowych (pokryte są tytanem lub hydroksyapatytem). Pozostałe elementy tego implantu są zbliżone do kapoplastyki- artykulacja (rodzaj powierzchni trących) jest podobnie jak w kapoplastyce metal-metal.

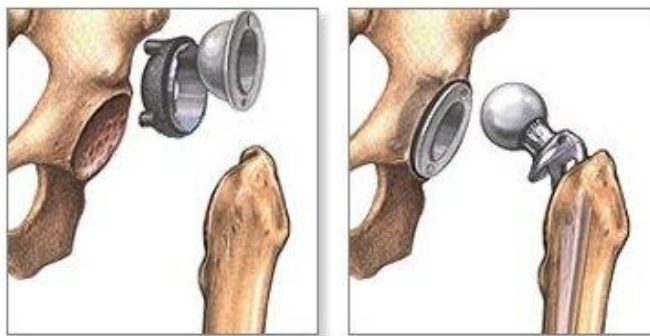


Rys. 3.1 Przebieg zabiegu Birmingham Mid Head Resection.

Przebieg leczenia



Rys. 3.2 Odcięcie szyjki kości udowej i frezowanie panewki w miednicy.



Rys. 3.3 Implantacja panewki endoprotezy oraz trzpienia

Zabieg endoprotezoplastyki stawu biodrowego przeprowadza się najczęściej w znieczuleniu zewnątrzoponowym- bez narkozy. W dniu zabiegu chory otrzymuje osłonę antybiotykową oraz profilaktykę przeciwzakrzepową w postaci heparyny niskocząsteczkowej. Ze względu na utratę krwi w czasie zabiegu oraz w okresie okołoperacyjnym zwykle konieczne jest przetoczenie dwóch jednostek krwi. Możliwe jest zastosowanie aparatu do autotransfuzji zwrotnej (wykorzystanie własnej krwi pacjenta z drenażu pooperacyjnego). Takie postępowanie pozwala na uniknięcie przetaczania obcej krwi. Niejednokrotnie w zabiegach endoprotezoplastyki stawów biodrowych wykorzystuje się nawigację komputerową. W 1 dobie po zabiegu stosowane są ćwiczenia izometryczne, oddechowce oraz próba pionizacji. Ćwiczenia są stopniowo rozszerzane, tak aby w 6-7 dobie rozpocząć chodzenie z lekkim obciążeniem operowanej kończyny dolnej.

Osłona antybiotykowa stosowana jest przez 3-4 dni po zabiegu, a profilaktyka przeciwzakrzepowa (pończochy elastyczne oraz heparyna niskocząsteczkowa) przez 6 tygodni po zabiegu. W 7-13 dobie po zabiegu, po opanowaniu chodzenia za pomocą 2 kul łokciowych możliwe jest opuszczenie szpitala i dalsza kontynuacja ćwiczeń według wzorów szpitalnych w warunkach domowych. Po 6 tygodniach przy prawidłowym przebiegu rehabilitacji, prawidłowym obrazie radiologicznym można rozpocząć chodzenia za pomocą 1 kuli łokciowej Późniejsze zalecenia dostosowane są indywidualnie do każdego chorego i zależą od takich czynników jak: ogólna sprawność i wiek chorego, zajęcie procesem chorobowym innych stawów, waga ciała i inne.

Powikłania

Powikłania po endoprotezoplastyce stawu biodrowego na szczęście są rzadkie. Bardzo wiele zależy od doświadczenia operatora, jakości kości chorego, stopnia zmian zwyrodnieniowych, trybu życia pacjenta po endoprotezoplastyce

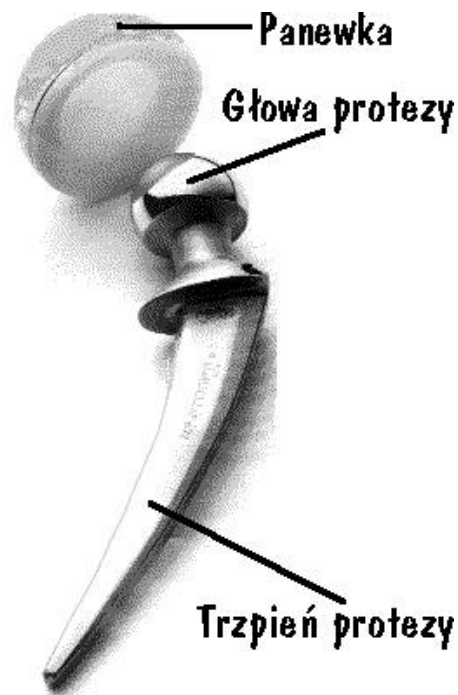
- **Powikłania pooperacyjne wczesne:**
 - ❖ żylna choroba zatorowo-zakrzepowa (w profilaktyce stosowane są leki przeciwzakrzepowe i pończochy elastyczne)
 - ❖ zatorowość płucna
 - ❖ infekcja operowanego stawu (ok.0.5%)
 - ❖ nadmierne krwawienie
 - ❖ powikłania anestezyjologiczne
 - ❖ porażenie nerwu strzałkowego
 - ❖ nierówna długość nóg po operacji
 - ❖ powikłania potransfuzyjne (zredukowane do minimum przy zastosowaniu autotransfuzji)

- **Powikłania późne:**
 - ❖ obluzowanie implantu (częstość występowania zależy od techniki operacyjnej, aktywności fizycznej chorego, wagi ciała, sposobu osadzenia oraz typu endoprotezy)
 - ❖ zakażenie z ognisk zakażenia w organizmie drogą krwiopochodną
 - ❖ zużycie wkładki polietylenowej, która jest najsłabszym ogniwem endoprotezy
 - ❖ zwichnięcie endoprotezy (predysponowani chorzy z nadwagą, osłabieniem siły mięśniowej i po powtórnej endoprotezoplastyce)
 - ❖ skostnienia okołostawowe
 - ❖ pęknięcie lub złamanie kości udowej
 - ❖ dolegliwości bólowe
 - ❖ uczulenia na metal lub hydroksyapatytu

4. Endoproteza stawu biodrowego

4.1 Rodzaje, budowa i stosowane materiały

Każda endoproteza stawu biodrowego składa się zwykle z trzpienia i z panewki.



Rys. 4.1. Budowa endoprotezy stawu biodrowego.

Stosowane obecnie endoprotezy stawu biodrowego można podzielić na:

- endoprotezy całkowite i częściowe
- endoprotezy cementowe, bezcementowe i hybrydowe
- endoprotezy związane i niezwiązane

W całkowitej endoprotezoplastyce wymianie podlega zarówno panewka jak i głowa kości udowej na sztuczne elementy. W częściowej endoprotezoplastyce resekuje się tylko głowę kości udowej i zakłada w to miejsce protezę.

W zależności od sposobu związania z podłożem kostnym można podzielić na cementowe, bezcementowe oraz hybrydowe.

Endoproteza bezcementowa

W endoprotezach bezcementowych panewka mocowana jest na wcisk (press-fit) lub wkręcana do kości (panewki sferyczne lub stożkowe), trzpień mocowany jest do trzonu kości udowej na zasadzie wklinowania. W endoprotezie bezcementowej panewka z reguły składa się z części metalowej i wkładki polietylenowej. Obydwa elementy endoprotezy (trzpień i panewka) są metalowe z porowatą powierzchnią, co powoduje z czasem przyrośnięcie endoprotezy do kości pacjenta. Powierzchnię tę stanowi hydroksyapatyt lub tytan – materiały zrastające się z kością pacjenta w procesie osteointegracji.

Endoproteza cementowa

W skład endoprotezy cementowej wchodzi następujące elementy: polietylenowa panewka, metalowy trzpień oraz metalowa lub ceramiczna głowa. Masa wszystkich składowych implantu waha się od 400-500g. Endoproteza cementowa mocowana jest do kości przy pomocy kleju kostnego zwanego cementem.

Głowa endoprotezy

Stosowane są głowy metalowe lub ceramiczne. Stosowane są dwa typy ceramiki oparte na aluminium lub cyrkonie. Metalowa głowa ściera polietylen panewki ok. 0,1mm w ciągu roku, za to głowa ceramiczna poniżej 0,1mm rocznie. Jedynym mankamentem ceramicznej głowy jest możliwość pęknięcia, co zdarza się jednak bardzo rzadko. Szybkość ścierania jest zmienna i zależy od wagi pacjenta, jego trybu życia oraz samego polietylenu. Obecnie najbardziej odporny na ścieranie jest polietylen nowej generacji typu "cross-linking".

Panewka

W endoprotezach cementowych stanowi sferyczny, polietylenowy element osadzany na cemencie kostnym. W endoprotezach bezcementowych składa się z 2 elementów: części zewnętrznej, metalowej oraz wewnętrznej wkładki polietylenowej. Część metalowa ma kształt sferyczny lub stożkowy i jest wkręcana do kości panewki lub wbijana do przygotowanego łoża ("press-fit") z możliwością dodatkowego przymocowania śrubami. Wewnętrzna część wkładki polietylenowej może być metalowa, co dodatkowo zwiększa wytrzymałość na ścieranie.

Trzpień

Wykonany jest podobnie jak zewnętrzna część panewki z metalu. W zależności od typu endoprotezy są to stopy chromowo-kobaltowe, tytanowo-molibdenowe, tytanowe. Powierzchnia trzpienia posiada w całości lub częściowo porowatą powierzchnię ułatwiającą zrost protezy z kością i wpływającą na lepsze i trwalsze osadzenie. W niektórych typach endoprotez bezcementowych trzpień pokryty jest porowatą warstwą hydroksyapatytu.

Cement kostny

Jest to metylo metacrylat, który w egzotermicznym procesie polimeryzacji zastyga i daje mocne połączenie elementów endoprotezy z kością.

4.2 Przegląd dostępności na rynku

Trzpień Z-Stem

Cechy:

- Do implantacji bezcementowych
- Biologiczna stabilizacja przez przeniesienie siły na całą powierzchnię trzpienia
- Podwójnie klinowy trzpień prosty
- Świetna stabilizacja rotacyjna poprzez prostokątny przekrój i proksymalne lateralne skrzydło krętarza
- Chropowata powierzchnia trzpienia protezy zapewnia bardzo dobrą integrację biologiczną w strukturze kostnej
- Stożek 12/14 mm
- Dostępny w 12 rozmiarach
- Kąt CCD: standardowy 131° i lateralny 123°



Wskazania:

- Pierwotna całkowita endoproteza stawu biodrowego i endoplastyka połowicza
- Zabieg rewizyjny proksymalnego odcinka kości udowej przy dobrze zachowanej podporze kostnej w okolicy krętarzy
- Zaawansowane zużycie stawu spowodowane zwyrodniającym, pourazowym lub reumatycznym zapaleniem stawu
- Złamanie lub aseptyczna martwica stawu
- Rekonstrukcja stawu (osteotomia), artrodeza, połowicza lub całkowita endoproteza biodra

Materiał: Ti6Al4V ELI

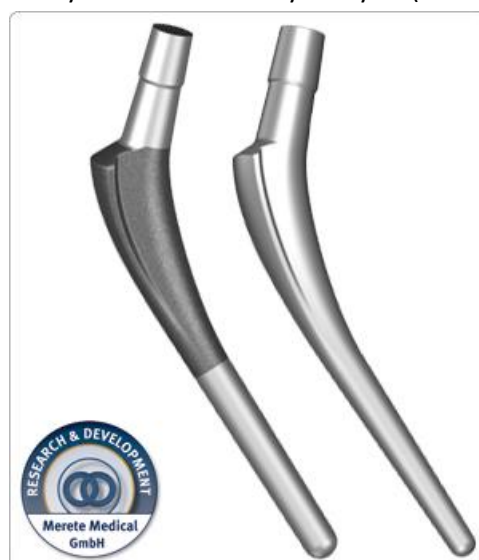
Trzpień MEROTAN

Trzpień MEROTAN™ jest oferowany w wariancie standardowym i wariancie dystalnym (small). Chropowata powierzchnia tytanowa bezcementowego trzpienia pozwala na bardzo dobrą proksymalną integrację kostną.

W wersji cementowej jest użyty 2 milimetrowy płaszcz pełno cementowy w odcinku proksymalnym i dystalnym. Gwarantuje to wyraźnie dłuższą trwałość i zmniejsza biomechaniczne obciążenie cementu kostnego o około 50 procent.

Cechy:

- Indywidualne zaopatrzenie w zależności od sytuacji anatomicznej



- Optymalne dopasowanie trzpienia do kształtu proksymalnego końca kości udowej
- Minimalny ubytek tkanki kostnej gąbczastej
- Szybka integracja kostna poprzez stabilizację rotacyjną
- Dla implantów bezcementowych i cementowych
- Dostarczane są warianty standardowe i dystalne (small)
- Stożek 12/14 mm
- Cementowe dostępne w 4 rozmiarach
- Bezcementowe dostępne w 8 rozmiarach
- Zmniejszenie biomechanicznego obciążenia cementu

Wskazania:

- Pierwotna całkowita endoproteza stawu biodrowego i endoplastyka połowicza
- Zabieg rewizyjny proksymalnego odcinka kości udowej przy dobrze zachowanej podporze kostnej w okolicy krętarzy
- Zaawansowane zużycie stawu spowodowane zwyrodniającym, pourazowym lub reumatycznym zapaleniem stawu
- Złamanie lub aseptyczna martwica stawu
- Rekonstrukcja stawu (osteotomia), artrodeza, połowicza lub całkowita endoproteza biodra

Materiał: TiAl6V4

Trzpień CTW S

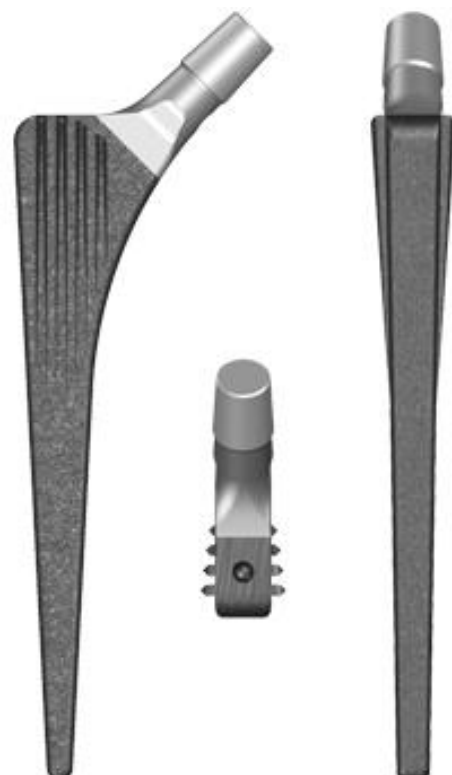
Kształt trzpienia chroni przestrzeń szpikową proksymalnej części kości udowej. Klinowy kształt wytwarza okrężne (obrzęczowe) napięcia w warstwie korowej w całym profilu implantu, zapewniając tym samym pierwotną stabilizację. W związku z żebrami zintegrowanymi w protezie następuje ciągłe przenoszenie napięcia na kość. Poprzez przynasadowe przenoszenie napięcia zmniejsza się ryzyko „stress shielding”, wpływając pozytywnie na biologię tkanki kostnej.

Cechy:

- Do bezcementowej implantacji
- Stożek 12/14 mm
- Dostępne rozmiary od 7 do 17,5 mm
- Kąt CCD 135° i 145°
- Anatomicznie zaadaptowany kształt trzpienia zapewniający optymalne przenoszenie obciążeń
- Pierwotna stabilizacja rotacyjna

Wskazania:

- Pierwotna całkowita endoproteza stawu biodrowego i endoplastyka połowicza



- Zabieg rewizyjny proksymalnego odcinka kości udowej przy dobrze zachowanej podporze kostnej w okolicy krętarzy
- Zaawansowane zużycie stawu spowodowane zwyrodnieniowym, pourazowym lub reumatycznym zapaleniem stawu
- Złamanie lub aseptyczna martwica stawu
- Rekonstrukcja stawu (osteotomia), artrodeza, połowicza lub całkowita endoproteza biodra

Materiał: Ti6Al4V

IntraBlock TwinStem

Trzpienie w wersjach cementowych i bezcementowych są wskazane podczas śródoperacyjnej zmiany metody między cementową a bezcementową. Główną zaletą jest stosowanie tych samych raszpli. IntraBlock™ TwinStem™ jest wykonany z CrNiMo, posiada 12/14 mm stożek i jest dostępny w wersji standardowej i lateralnej (bocznej). Raszple są uniwersalne i tak jak całe instrumentarium mogą być zastosowane dla trzpieni cementowanych i bezcementowych.

Cechy:

- Dla implantacji bezcementowych i cementowych
- Wariant standardowy i lateralny
- Stożek 12/14 mm
- Cementowe dostępne w 7 rozmiarach
- Bezcementowe dostępne w 8 rozmiarach
- Zmniejszenie biomechanicznego obciążenia cementu
- Anatomicznie zaadaptowany kształt trzpienia zapewniający optymalne przenoszenie siły
- Pierwotna stabilizacja rotacyjna



Wskazania:

- Pierwotna całkowita endoproteza stawu biodrowego i endoplastyka połowicza
- Zabieg rewizyjny proksymalnego odcinka kości udowej przy dobrze zachowanej podporze kostnej w okolicy krętarzy
- Zaawansowane zużycie stawu spowodowane zwyrodniającym, pourazowym lub reumatycznym zapaleniem stawu
- Złamanie lub aseptyczna martwica stawu
- Rekonstrukcja stawu (osteotomia), artrodeza, połowicza lub całkowita endoproteza biodra

Materiał: CrNiMo

Trzon M-Mark II

Trzon M-Mark II jest protezą o długim trzonie, stosowaną do zaopatrzenia pierwotnego i wtórnego (rewizja). Kształt trzonu charakteryzuje się prostokątnym przekrojem i zaokrąglonymi krawędziami. Pozwala to na wyeliminowanie nadmiernych napięć wzdłuż trzpienia i na jego końcu.

Trzon M-Mark II posiada otwór na stronie przyśrodkowej szyjki trzonu. Proksymalny kołnierz zapobiega migracji trzpienia oraz ułatwia kompresję cementu.

Cechy:

- Do implantacji cementowanej
- Trzon odlewany ze stopu CoCrMo
- Stożek 12/14 mm
- Długość trzonu maksymalnie do 170 mm

Długości od 200 mm do 270 mm na specjalne zamówienie.

Wskazania:

- Pierwotna całkowita endoproteza biodra i endoproteza połowicza
- Rewizja proksymalnego odcinka kości udowej przy dobrze zachowanej podporze kostnej
- Zaawansowane zużycie stawu spowodowane zwyrodnieniem, pourazowym lub reumatycznym zapaleniem stawu
- Złamanie lub aseptyczna martwica stawu
- Stan po wcześniejszych operacjach, takich jak: rekonstrukcja stawu (osteotomia), artrodeza, hemialloartroplastyka lub całkowita endoproteza biodra

Materiał: Stop CoCrMo

Endoproteza Austin Moore

Cechy:

- Do implantacji bezcementowej
- Zaprojektowany aby jak najlepiej odzwierciedlał anatomiczny kształt głowy kości udowej
- Świetna stabilizacja rotacyjna poprzez prostokątny przekrój i proksymalne lateralne skrzydło krętarza, a także luki w trzpieniu przyspieszające narastanie tkanki kostnej w oparciu o zasady biomechaniczne biologicznego zakotwiczenia w warstwie korowej, zgodnie z bezcementową techniką operacyjną



- Dostępne różne rozmiary głowy implantu pozwalające na dokładne dopasowanie w panewce stawu biodrowego, wymiary średnicy główki: 37- 55 mm
- Dostępny w dwóch formach : sterylnej i nie sterylnej

Wskazania:

- Zabieg rewizyjny proksymalnego odcinka kości udowej przy dobrze zachowanej podporze kostnej w okolicy krętarzy
- Zaawansowane zużycie stawu spowodowane zwyrodniającym, pourazowym lub reumatycznym zapaleniem stawu
- Złamanie lub aseptyczna martwica stawu

5. Analiza stanu naprężeń i odkształceń

5.1 Charakterystyka metody elementów skończonych

Metoda elementów skończonych jest to narzędzie matematyczne stosowane do obliczeń inżynierskich. Pozwala na przekształcenie zbioru równań różniczkowych (opisujących zachowanie się obiektu) na układ równań nieliniowych, który jest możliwy do rozwiązania za pomocą komputera. Warunkiem koniecznym do przeprowadzenia obliczeń metodą elementów skończonych (mes) jest tzw. dyskretyzacja, czyli podział badanego obiektu na skończoną liczbę geometrycznych elementów (tzw. elementy skończone). Połączenia poszczególnych elementów noszą nazwę węzłów. Dokładność odwzorowania badanego obiektu zależy od wyboru kształtu (funkcje aproksymujące rozwiązanie powinny być jak najprostsze) oraz gęstości siatki elementów skończonych (istnieje ścisły związek pomiędzy dokładnością odwzorowania a czasem obliczeń). Najczęściej spotykamy się z elementami 2 wymiarowymi (stosowanymi dla reprezentacji obiektów 2D) lub 3 wymiarowymi (używanymi dla reprezentacji obiektów 3D). Symulacje komputerowe, opierane na metodzie elementów skończonych są szeroko stosowane w przemyśle projektowania konstrukcji ze względu na możliwości stosowania ich dla większości obszarów inżynierskich, do obliczeń m.in. wytrzymałościowych, termicznych, przepływowych, co pozwala na optymalizację konstrukcji przed rozpoczęciem produkcji prototypów. Wynikają z tego istotne ograniczenia w kosztach produkcji i późniejszej eksploatacji. Dzięki symulacji komputerowej możliwe są obliczenia konstrukcji o skomplikowanym kształcie, dla których niemożliwe jest przeprowadzenie obliczeń analitycznych. Wśród ograniczeń wynikających z korzystania z tej metody wymienić można przede wszystkim możliwość obliczeniową zarówno programów stosujących metodę elementów skończonych jak i używanych komputerów a także czas obliczeń, który uzależniony jest od skomplikowania zagadnienia. W związku z tym często konieczne jest uproszczenie przyjętego modelu jak i zastosowanych warunków. Wynikające z tego liczne przybliżenia mogą wpłynąć na poprawność wyników, dlatego metoda ta ma przede wszystkim zastosowanie w ocenie jakościowej, nie ilościowej.

5.2 Prawo Hook'a

Prawo Hook'a stosowane jest dla ciał izotropowych (wykazujących jednakowe właściwości we wszystkich kierunkach) i stosowane jest w przypadku jednoosiowego stanu naprężeń. Służy dla określenia zależności między odkształceniem a wywołującym je naprężeniem. Wyraża się wzorem:

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

Gdzie:

σ - to naprężenia normalne w przekroju poprzecznym [MPa]

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

ε - odkształcenia względne

Liniowa zależność tych dwóch wartości mówi o tym, że odkształcenie ciała jest wprost proporcjonalne do wywołującej je siły.

Dla trójosiowego stanu naprężeń wykorzystywany jest współczynnik Poissona (ν). Trzy składowe naprężeń normalnych ($\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$) wywołują w tym przypadku trzy składowe odkształceń wzdłużnych ($\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$). Prawo Hook'a wyraża się wówczas następującymi wzorami:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} \cdot [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)]$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} \cdot [\sigma_y - \nu(\sigma_z + \sigma_x)]$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} \cdot [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)]$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G} \quad \gamma_{xz} = \frac{\tau_{xz}}{G} \quad \gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G}$$

Gdzie:

G – moduł Kirchoffa.

5.3 Równanie Naviera

Równanie Naviera jest to podstawowe równanie ruchu. Wywodzi się ono z liniowej zależności pomiędzy odkształceniem i naprężeniem, czyli Prawa Hook'a. Równanie to przyjmuje postać:

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

Gdzie:

ρ_s – gęstość ciała stałego

σ - tensor naprężeń

u – wektor przemieszczeń

F – wektor sił masowych.

Dla stanu ustalonego przyjmuje ono postać: $-\nabla \cdot \sigma = F$

Równanie Naviera może być również stosowane dla trójosiowego stanu naprężeń. Uwzględnia się wówczas współczynnik Poissona oraz zależność między naprężeniami ścinającymi a kątami odkształceń. Wówczas równanie Naviera przedstawia się następująco:

$$\rho_s \cdot \frac{\partial^2 u_1}{\partial t^2} - \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} = F_x$$

$$\rho_s \cdot \frac{\partial^2 u_2}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} - \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} = F_y$$

$$\rho_s \cdot \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} - \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} = F_z$$

Gdzie u_1, u_2 i u_3 to przemieszczenia w kierunkach x, y, z .

W celu uproszczenia zapisu Prawa Hook'a i Równania Naviera dla materiałów izotropowych wprowadzono dwie stałe materiałowe zwane stałymi Lamego – są to λ oraz μ .

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

Uprozczone równanie Naviera przyjmuje postać: $\sigma = \lambda(\nabla \cdot u)I + 2\mu \varepsilon$

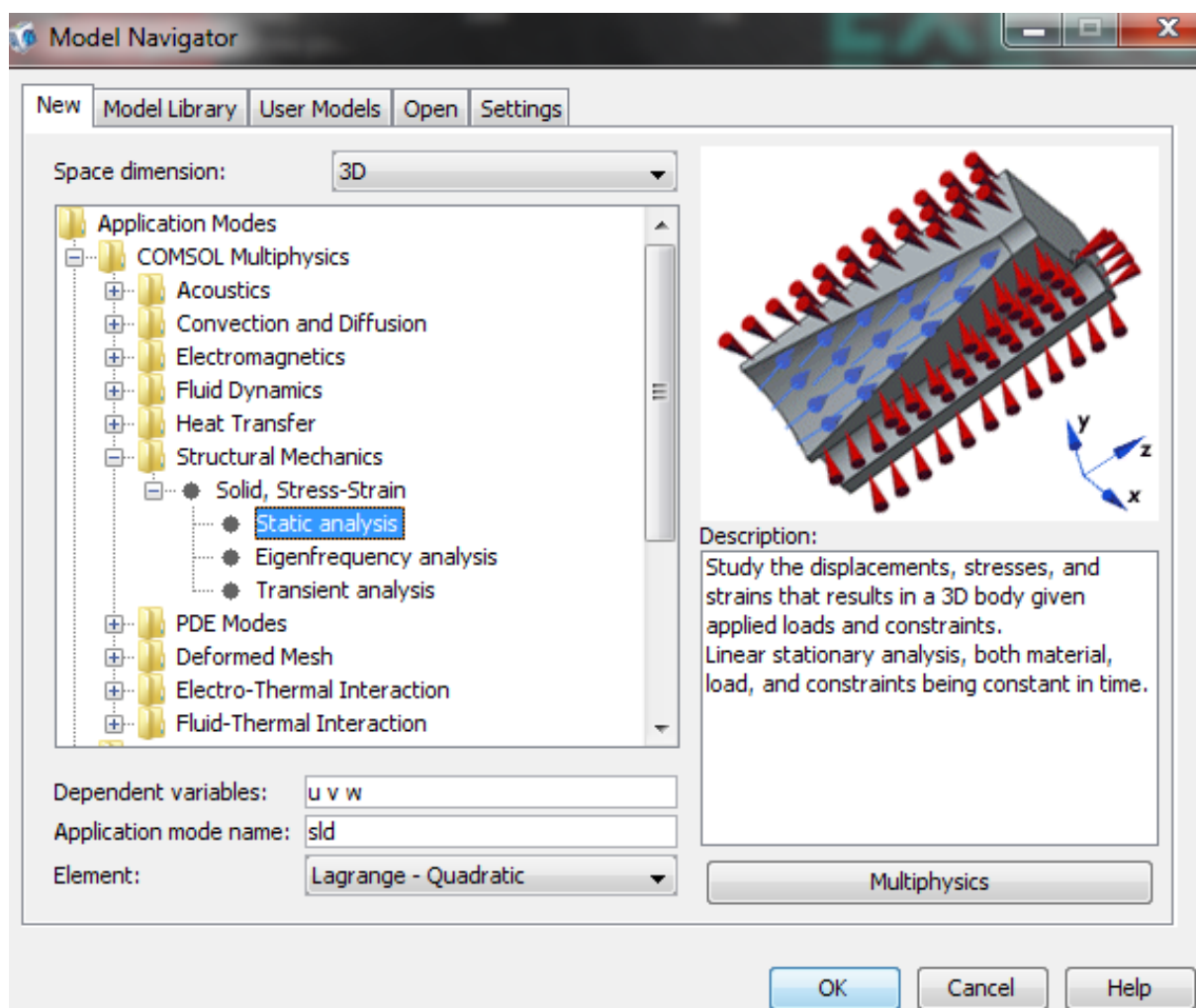
A w stanie ustalonym: $\mu \nabla^2 u + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot u) = -F$

Gdzie: I to macierz tożsamości.

6. Modelowanie i symulacja

Do przeprowadzenia analizy wytrzymałościowej zastosowano program Comsol Multiphysics w wersji 3.4. COMSOL Multiphysics jest pakietem symulacyjnym, wykorzystującym metody elementów skończonych do rozwiązywania układów równań różniczkowych nieliniowych, w jednym, dwóch lub trzech wymiarach.

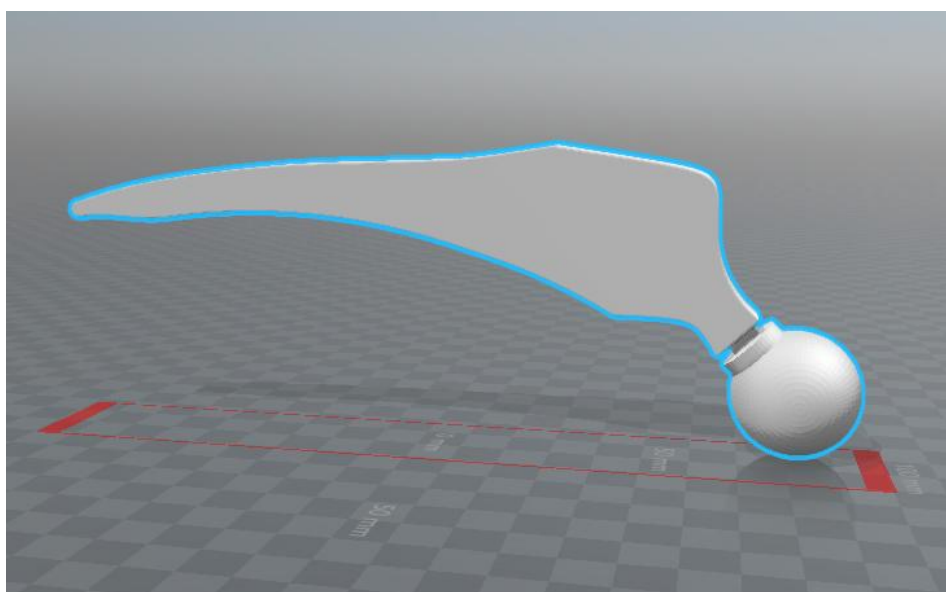
W celu wykonania symulacji wykonano następujące kroki. Na początku wybrano rodzaj analizy – 3D. Z modułu *COMSOL Multiphysics* wybrano *Structural Mechanics*, następnie *Solid*, *Stress-Strain* oraz *Static analysis*. Tym samym zdecydowano się na badania mechaniczne z zakresu naprężeń i odkształceń, analizę statyczną.



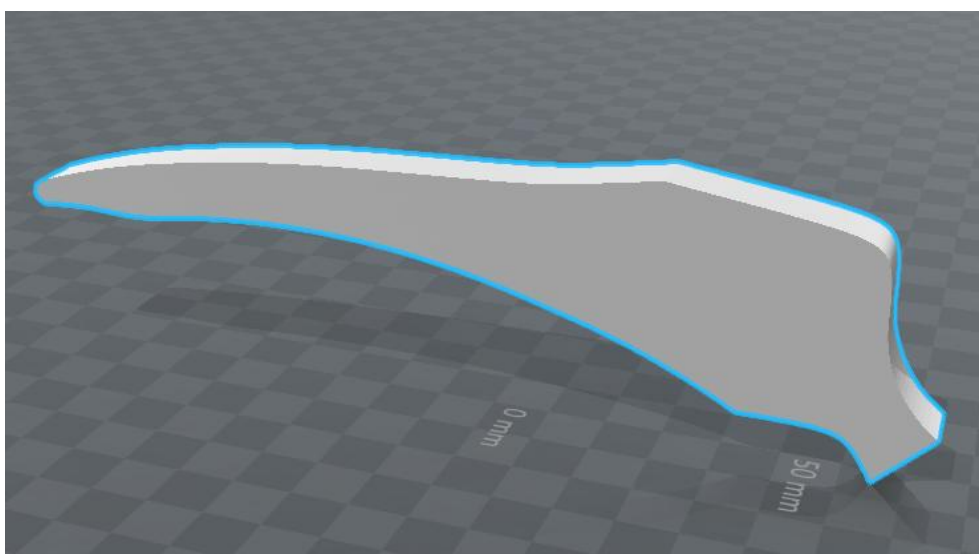
Rys. 6.1 Okno początkowe programu Comsol Multiphysics dla wyboru rodzaju analizy.

6.1 Model

Do programu zaimportowano model trzpienia endoprotezy stawu biodrowego (File / Import), wykonany w programie Autodesk Fusion 360. Model zapisano jako plik .stl i w takiej formie został przesłany do programu Comsol. Po wprowadzeniu do programu sprawdzono dokładność odwzorowania geometrii jak i możliwości nałożenia siatki elementów skończonych. Zaimportowana geometria wykazywała liczne błędy w miejscach zaokrągleń modelu na jego krawędziach jak również nie pozwalała na wygenerowanie siatki w pierwotnej formie. Zdecydowano się więc uprościć model – w tym celu usunięto zaokrąglenia oraz szyjkę trzpienia, pozostawiając jedynie krótki odcinek służący docelowo miejscu połączenia. Oba modele, odrzucony oraz zaakceptowany przedstawione są na poniższych rysunkach.



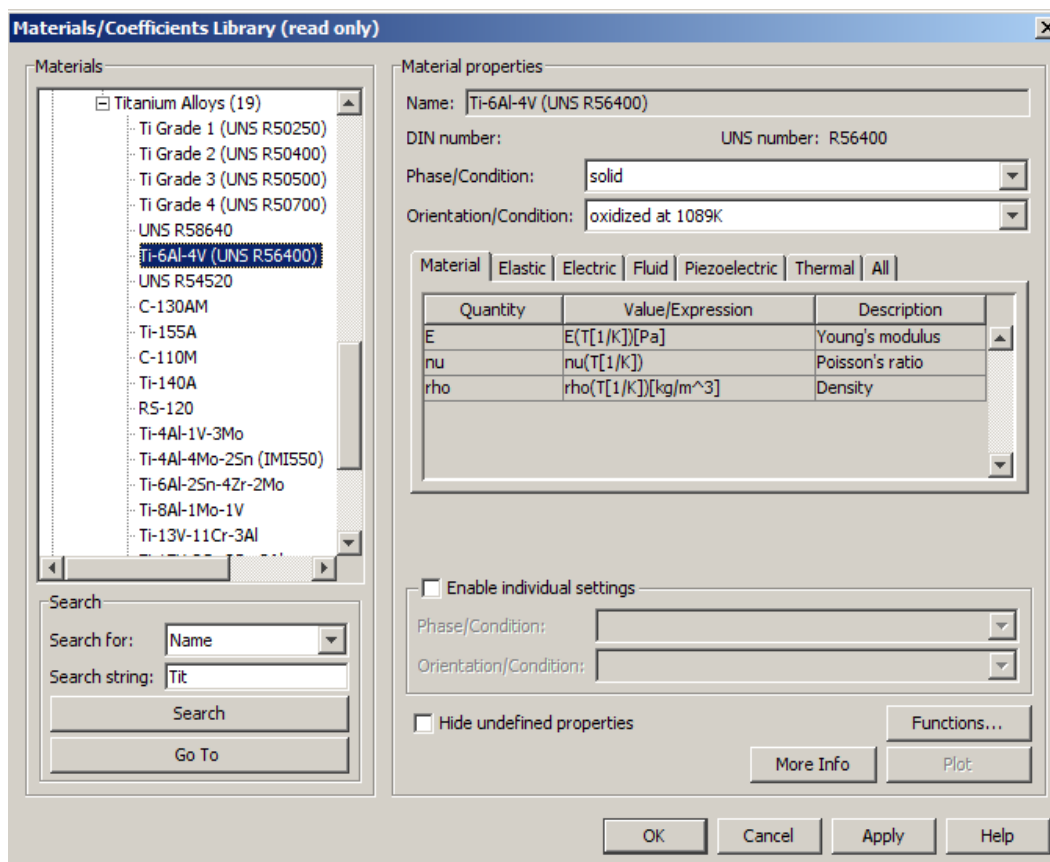
Rys. 6.2 Model trzpienia endoprotezy stawu biodrowego – model odrzucony.



Rys. 6.3 Model trzpienia endoprotezy stawu biodrowego – model zaakceptowany.

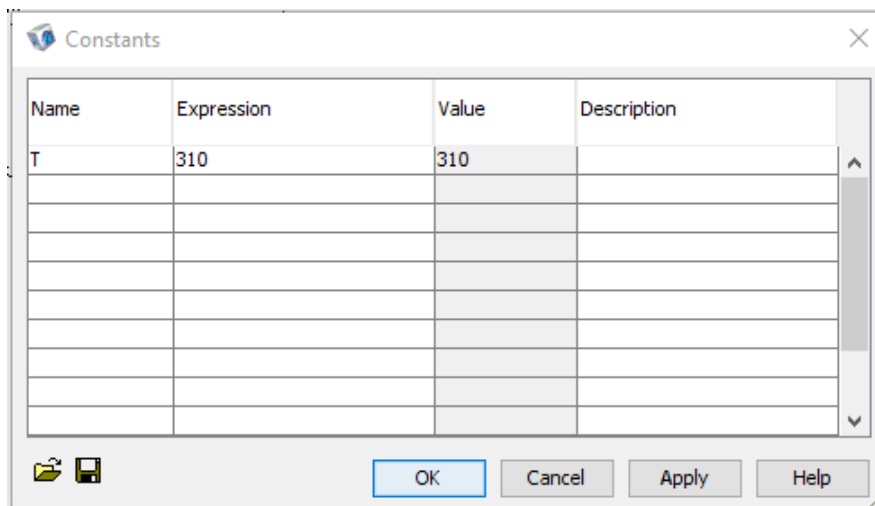
6.2 Materiał i warunki brzegowe

Kolejnym krokiem było ustalenie materiału oraz warunków brzegowych – miejsca utwierdzenia oraz przyłożenia sił, jak również jej wartości. W tym celu wybrano kolejno zakładkę: *Physics / Subdominal Settings*. Okno to odpowiada za wybór materiału. Po lewej stronie wybrano model klikając na jego numer (1) a następnie załadowano bibliotekę materiałów. Opierając się na danych literaturowych zdecydowano się na wybór stopy tytanu dla trzpienia endoprotezy, konkretnie stopu Ti6Al4V. Jego podstawowe parametry zostały załadowane automatycznie. Najistotniejsze parametry z punktu widzenia obliczeń wytrzymałościowych to moduł Younga (E), współczynnik Poissona (ν) oraz ciężar właściwy (ρ) definiowany, jako stosunek ciężaru do objętości. Okno wyboru materiału przedstawiono na rysunku.



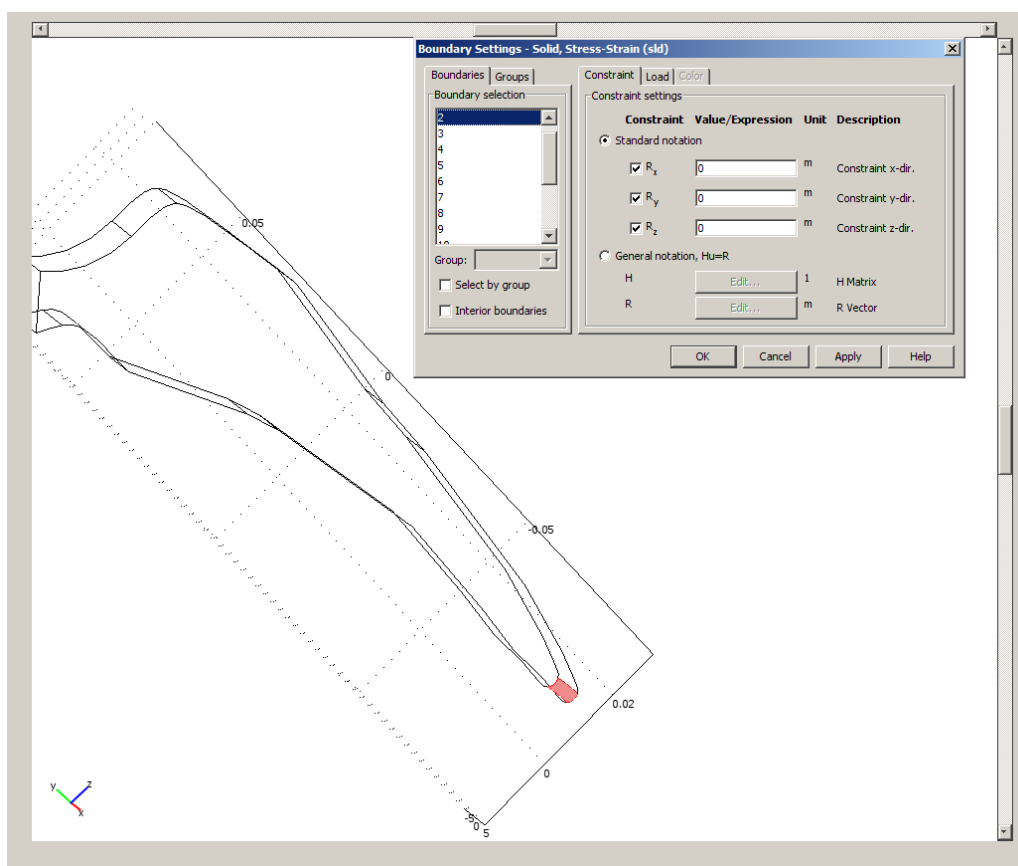
Rys. 6.4 Okno wyboru materiału – wybrano stop Ti-6Al-4V.

Po wybraniu materiału konieczne było również ustalenie temperatury, w jakiej odbywać się będzie symulacja. Dokonano tego poprzez wybór zakładki *Options / Constrains* i wpisanie wartości 310 [K] dla parametru temperatury. Przedstawiono to na poniższym rysunku.



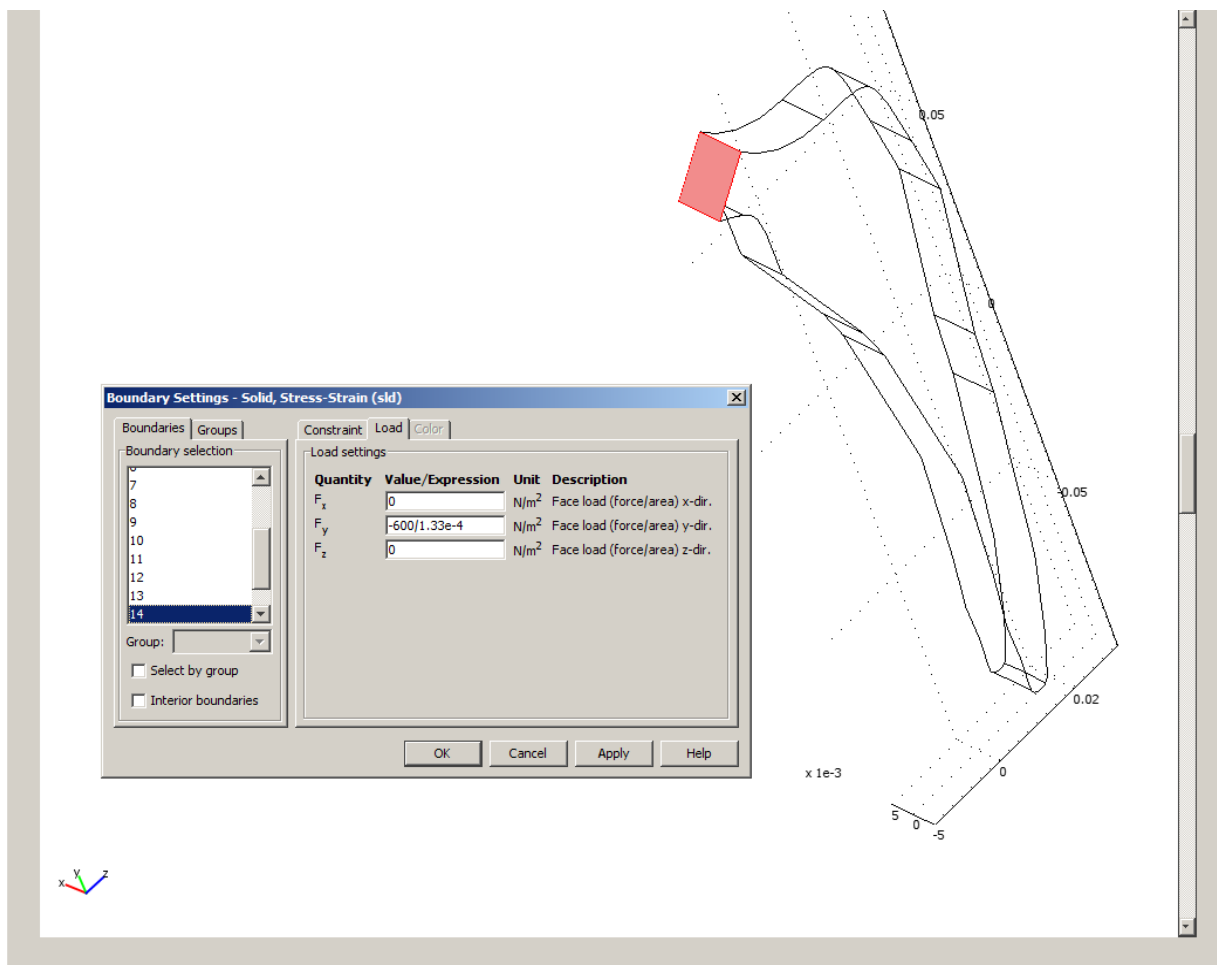
Rys. 6.5 Wpisanie wartości temperatury, w której przeprowadzona zostanie symulacja.

Po zaakceptowaniu wyboru (kolejno wybraniu przycisków *Apply* oraz *Ok*) otwarto okno wyboru warunków brzegowych. W tym celu otworzono *Physics / Boundary Settings*. W zakładce *Constraint* odpowiedzialnej za utwierdzenie modelu zaznaczono (w polu po lewej stronie) numer odpowiadający dolnej powierzchni trzpienia (widoczne na rysunku 6.5). Początkowo planowano utwierdzić większy obszar trzpienia, jednak sposób odwzorowania modelu w programie uniemożliwił wybór ograniczonej powierzchni (jedynie całą długość protezy), dlatego zdecydowano się utwierdzić jedynie końcówkę, uwzględniając to podczas analizy wyników. Unieruchomienie odbyło się poprzez nadanie wartości 0 we wszystkich kierunkach rotacji R_x , R_y i R_z (które należało wcześniej odblokować poprzez kliknięcie).




Rys. 6.6 Unieruchomienie protezy w części dolnej (zaznaczone na czerwono).

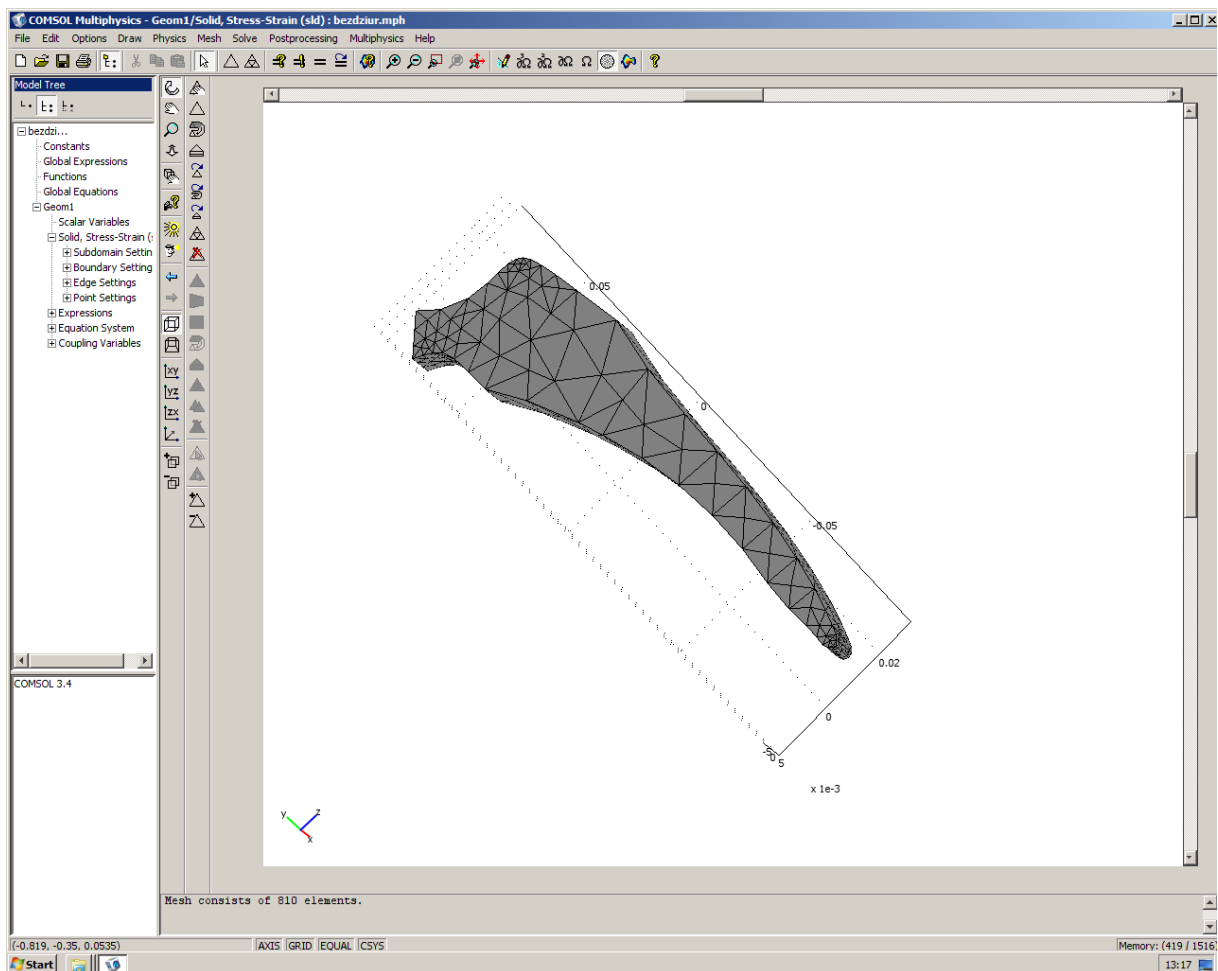
W Kolejnej zakładce *Load* dokonano wyboru miejsca i wartości przyłożenia siły. Siłę określono na wartość ciężaru dorosłej osoby o wadze 60 kg a więc 600N, za miejsce jej przyłożenia wybrano płaską powierzchnię w górnej części endoprotezy. Siła powinna działać na powierzchnie głowy endoprotezy, (której nie udało się zaimportować do programu), dlatego wybrano najbliższe jej miejsce. Określono kierunek działania siły w osi y, ze zwrotem skierowanym w dół. W oknie obciążeń po lewej stronie wybrano numer powierzchni odpowiadający tej płaszczyźnie oraz wpisano wartość siły. Program wymagał wartość odpowiadającej jednostce ciśnienia, dlatego wprowadzono wartość $-600/1.33e-4$ gdzie $1.33e-4$ jest to pole powierzchni miejsca przyłożenia siły. Ilustruje to poniższy rysunek.



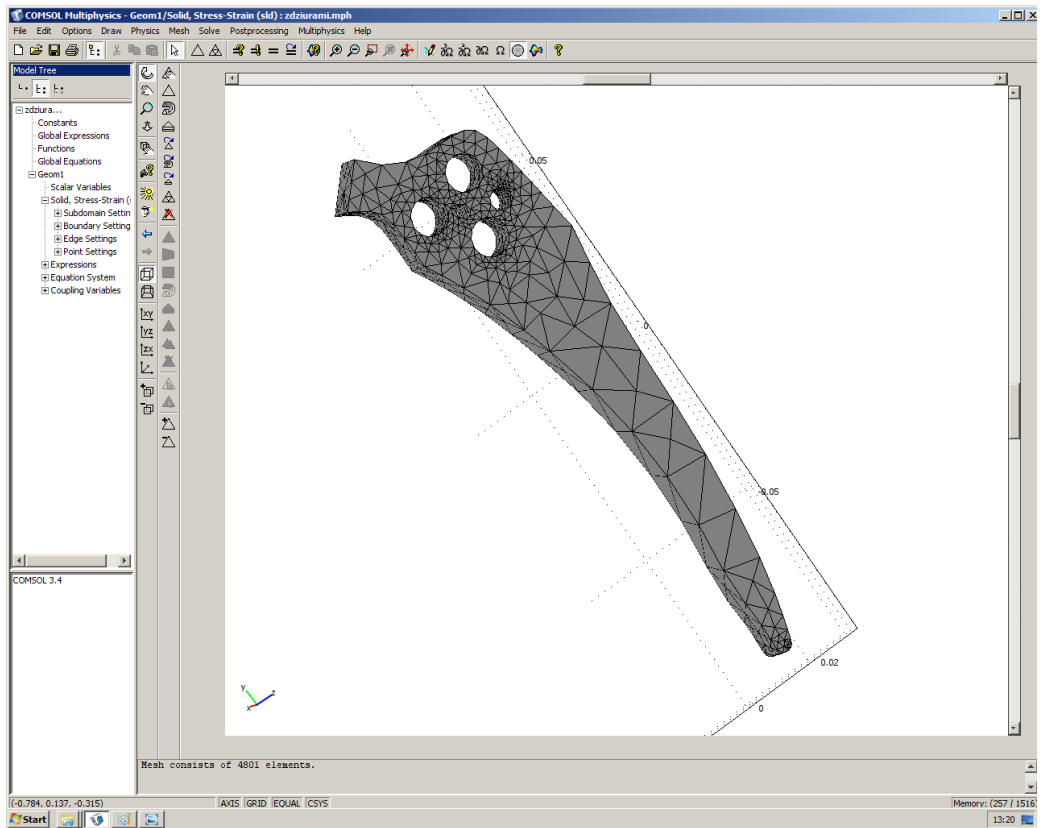
Rys. 6.7 Nadanie obciążenia w części górnej endoprotezy (zaznaczone na czerwono).

6.3 Siatki elementów skończonych

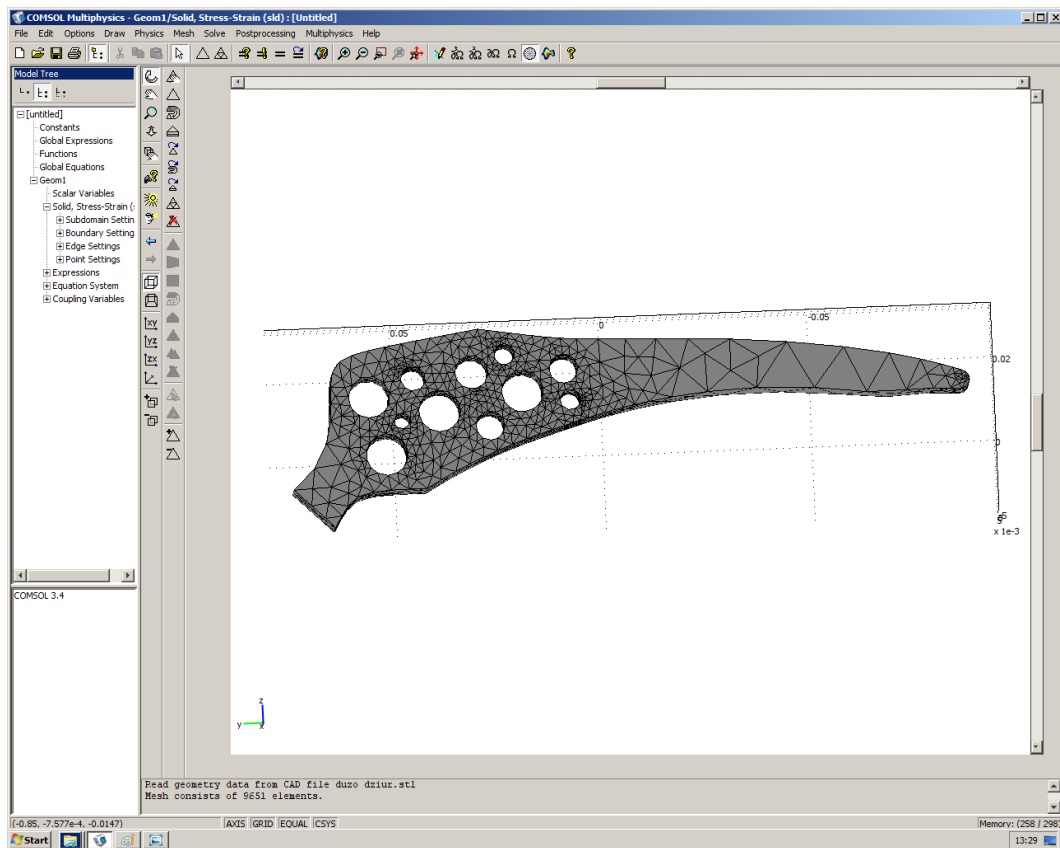
Następny krok wykonania analizy polega na wygenerowaniu siatki elementów skończonych. Odbywa się to za pomocą przycisku *Initialize Mesh* dostępnego w górnym pasku narzędzi, ikona - . Pierwotnym założeniem projektu było porównanie wyników pochodzących z trzech modeli różniących się kształtem trzpienia – obecnością bądź jej brakiem otworów w objętości. Powyższe kroki były tożsame dla każdego modelu, różnice pojawiły się na etapie generowania siatki toteż na poniższych zdjęciach przedstawiono siatki trzech analizowanych modeli: model 1 – pełny, model 2 – z małą ilością otworów, model 3 – z dużą ilością otworów. Liczba wygenerowanych elementów skończonych wynosiła kolejno: 810, 4801 oraz 9651.



Rys. 6.8 Wygenerowana siatka elementów skończonych dla modelu trzpienia nr. 1 – liczba elementów – 810.



Rys. 6.9 Wygenerowana siatka elementów skończonych dla modelu trzpienia nr. 2 – liczba elementów – 4801.

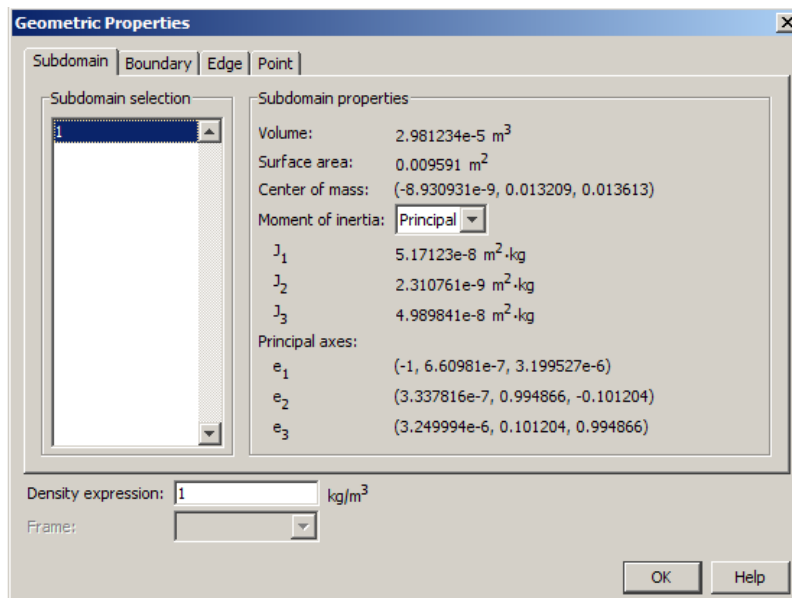


Rys. 6.10 Wygenerowana siatka elementów skończonych dla modelu trzpienia nr. 3 – liczba elementów – 9651.

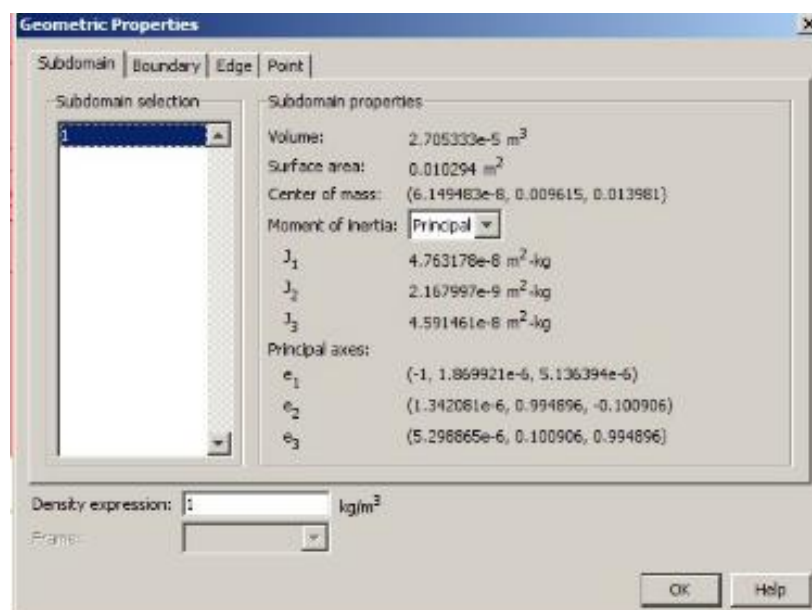
6.4 Wyniki symulacji

W celu przeprowadzenia symulacji na tak zamodelowanych obiektach z zakładki *Solve* wybierano kolejno: *Get Initial Value*, *Update Model* oraz *Solve Problem*. Po wykonaniu obliczeń przez komputer możliwe było wybranie sposobu reprezentacji interesujących wyników za pomocą zakładki *Post processing / Plot Parameters*. Dla trzech analizowanych modeli przedstawiono wyniki przemieszczeń całkowitych oraz naprężeń zredukowanych von Misesa. Dodatkowo sprawdzono również objętość modeli, która ma bezpośredni wpływ na ich ciężar. Poniżej zaprezentowano wartości objętości jak również wyniki symulacji.

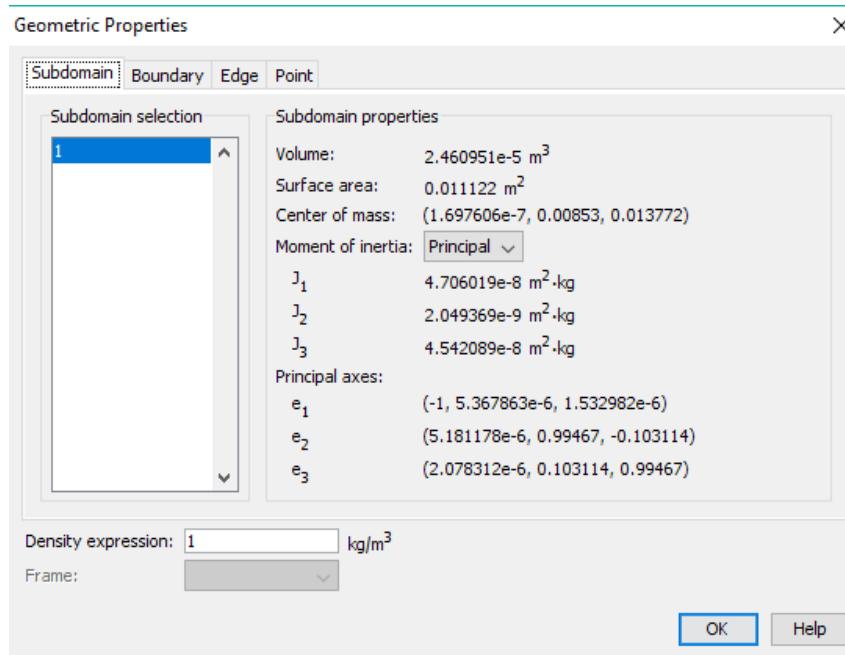
Wartości objętości:



Rys. 6.11 Wartość objętości dla modelu nr 1 – $2.98 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$.



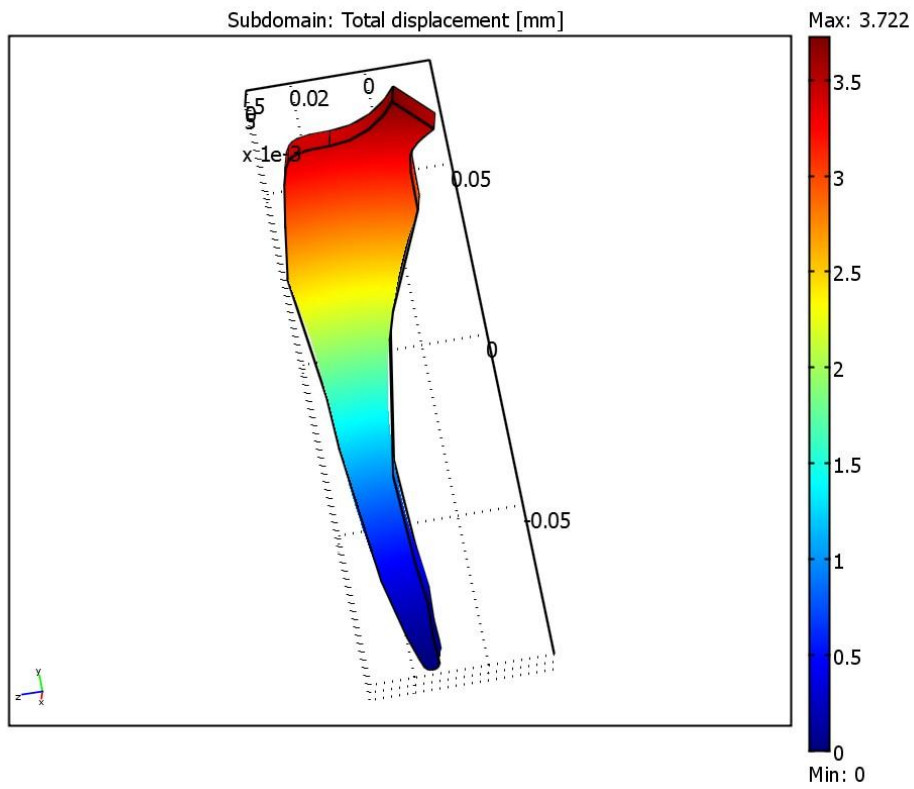
Rys. 6.12 Wartość objętości dla modelu nr 2 – $2.70 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$.



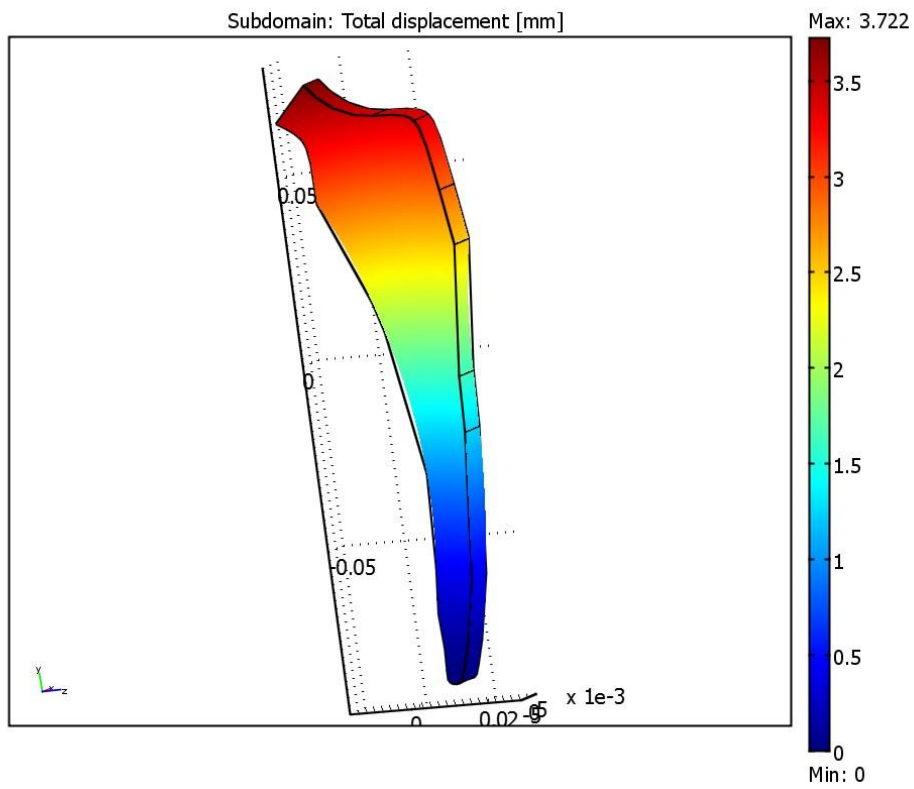
Rys. 6.13 Wartość objętości dla modelu nr 3 – $2.46 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$.

Uwagi: Podczas dokonania symulacji program przeskalował importowany model i przedstawiał wyniki w niewłaściwych jednostkach. Skorygowanie wyników wymagało przeskalowania modelu, zrobiono to poprzez zakładkę *Draw /Modify /Scale* i wpisanie we wszystkich kierunkach wartości 1/1000 co odpowiadało w tym przypadku zamianie metrów na milimetry.

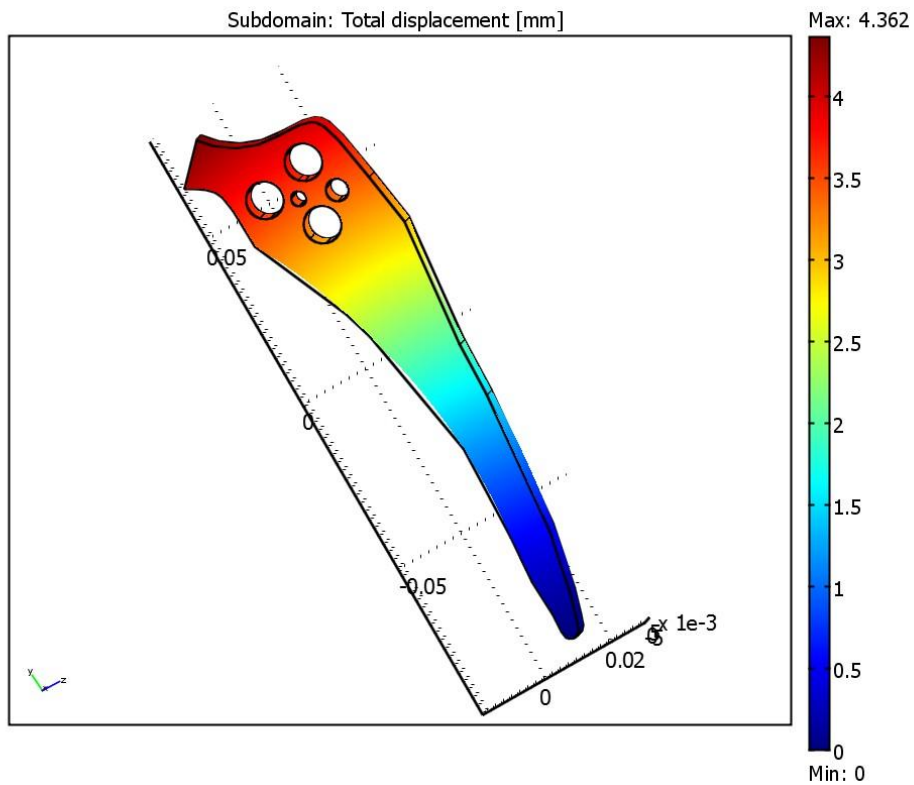
Wyniki przemieszczeń:



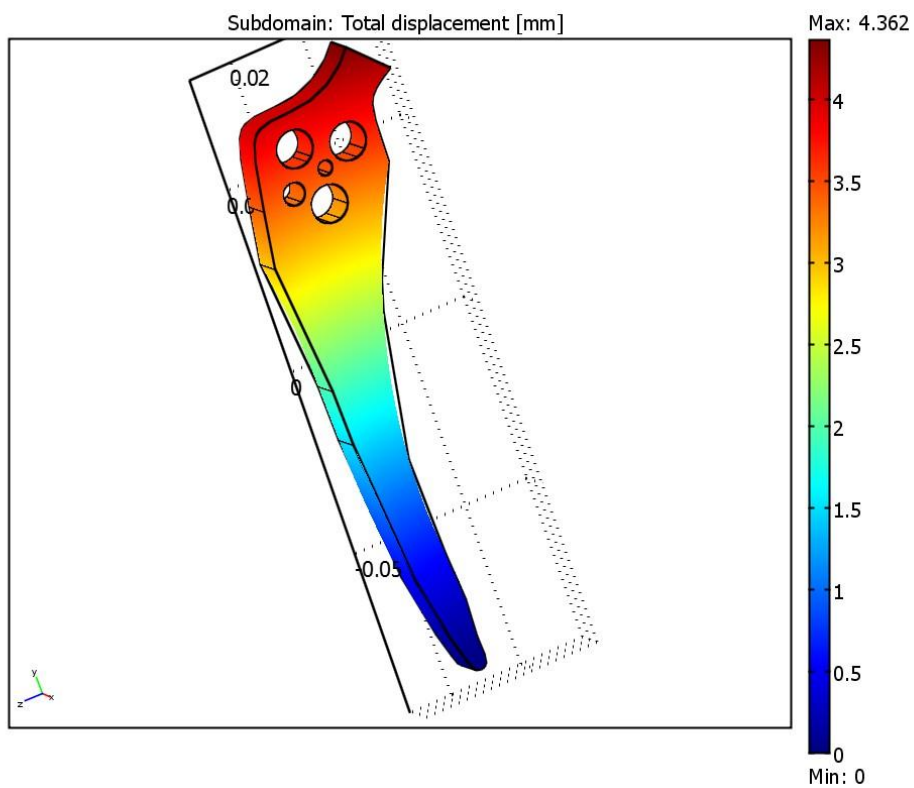
Rys. 6.14 Wyniki symulacji dla przemieszczeń dla modelu 1 – widok 1.



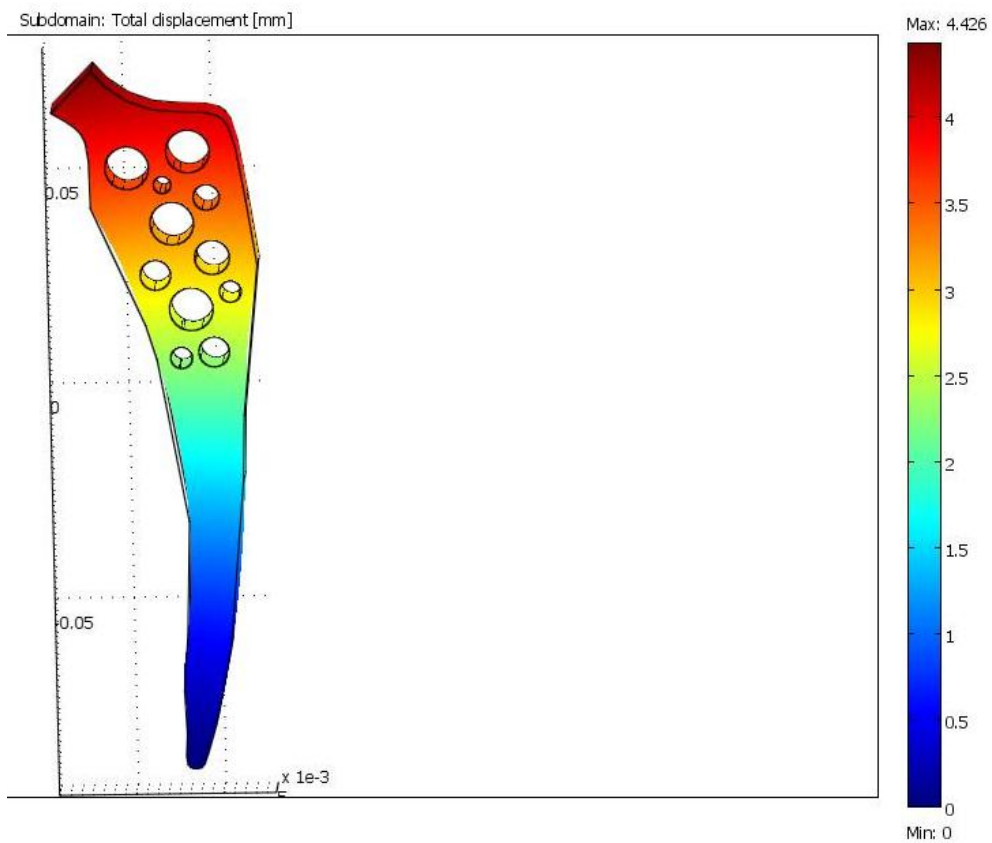
Rys. 6.15 Wyniki symulacji dla przemieszczeń dla modelu 1 – widok 2.



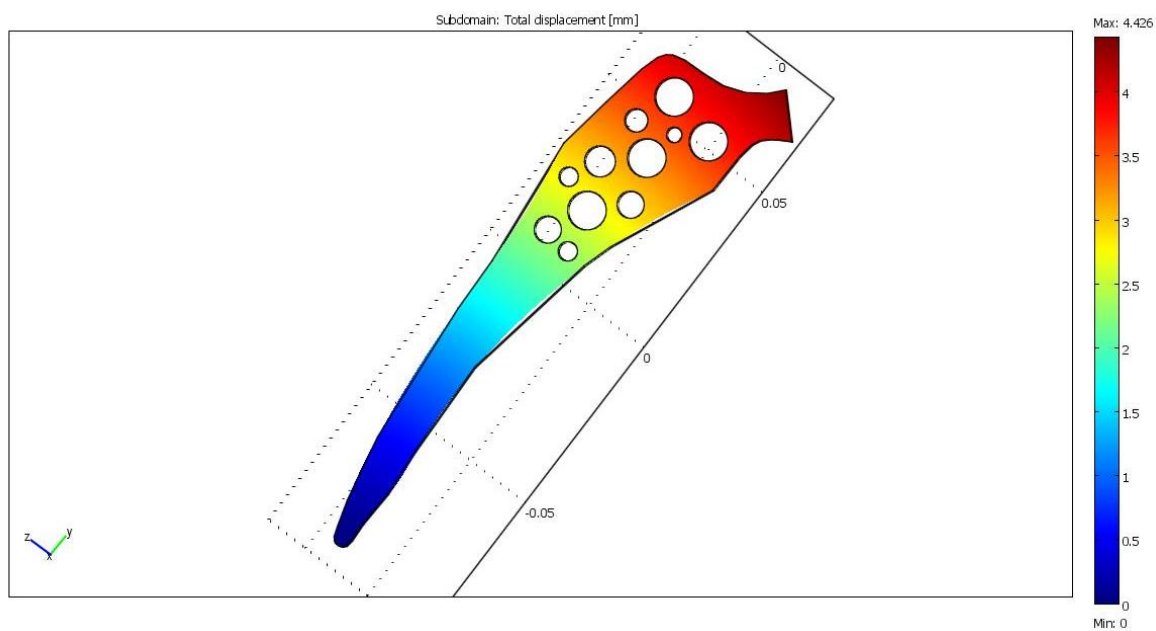
Rys. 6.16 Wyniki symulacji dla przemieszczeń dla modelu 2 – widok 1.



Rys. 6.17 Wyniki symulacji dla przemieszczeń dla modelu 2 – widok 2.

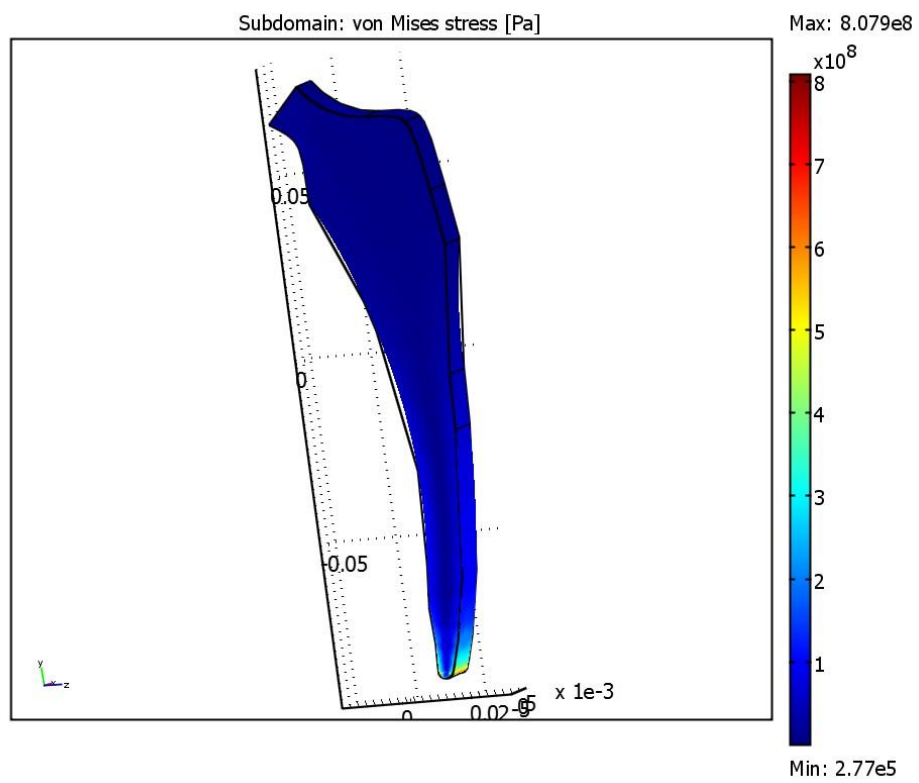


Rys. 6.18 Wyniki symulacji dla przemieszczeń dla modelu 3 – widok 1.

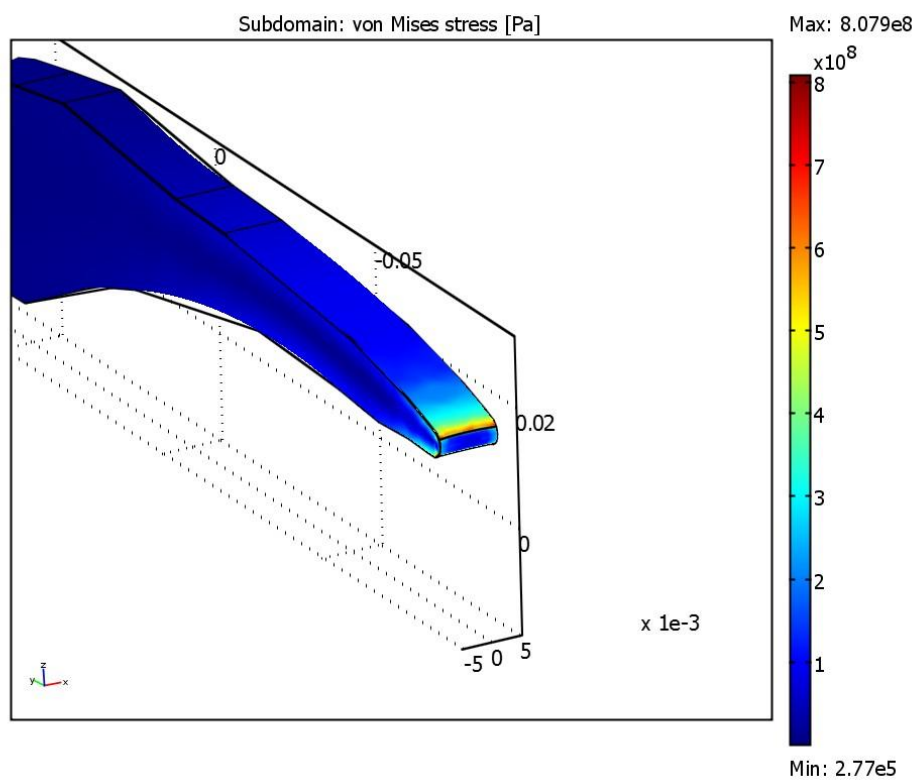


Rys. 6.19 Wyniki symulacji dla przemieszczeń dla modelu 3 – widok 2.

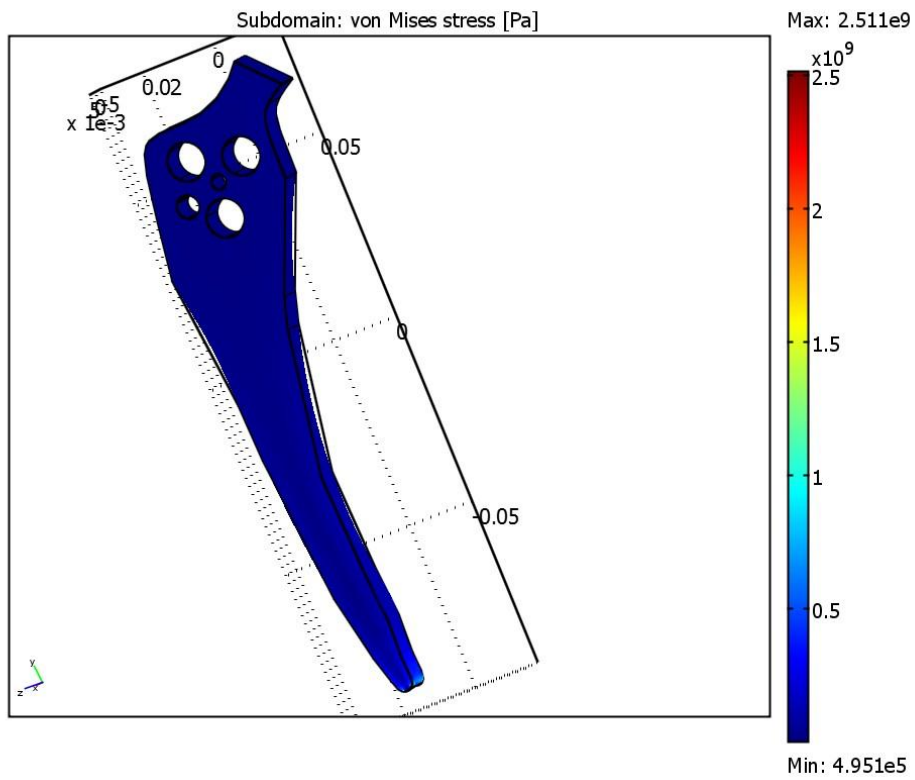
Wyniki naprężeń :



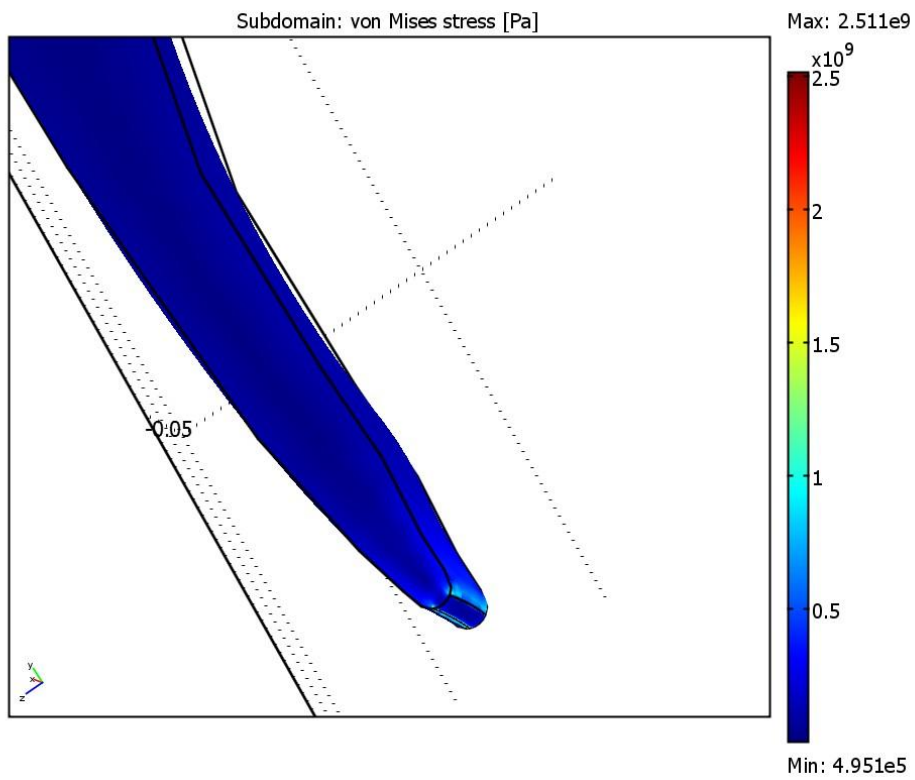
Rys. 6.20 Wyniki symulacji dla naprężeń von Misesa dla modelu 1 – widok 1.



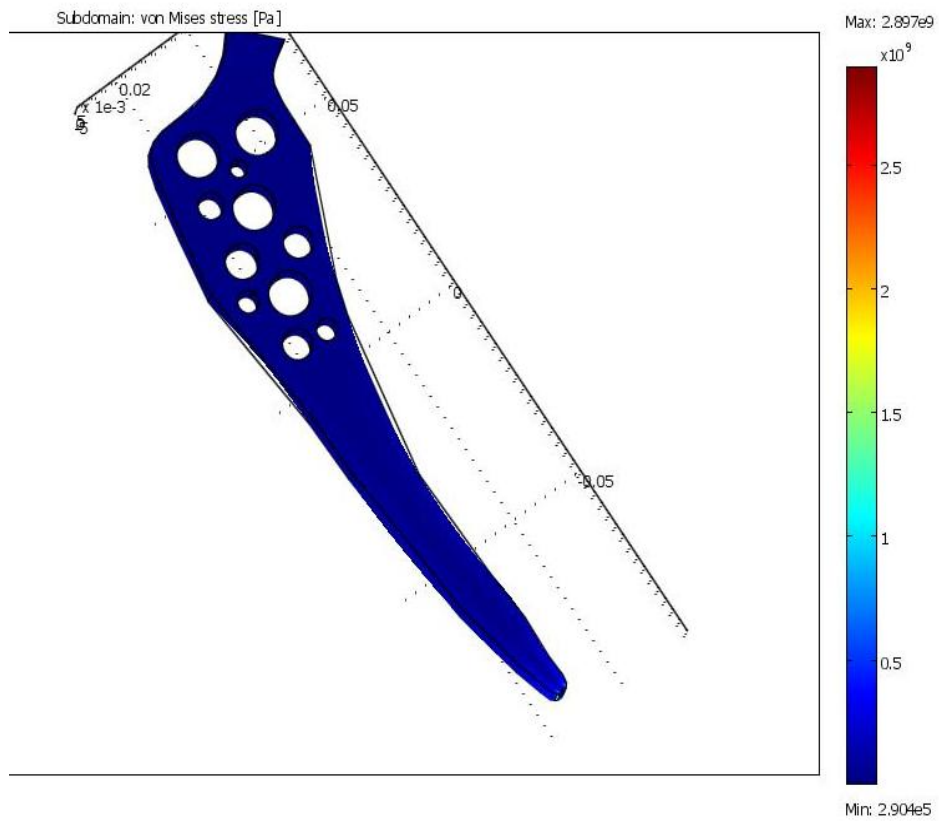
Rys. 6.21 Wyniki symulacji dla naprężeń von Misesa dla modelu 1 – widok przybliżony.



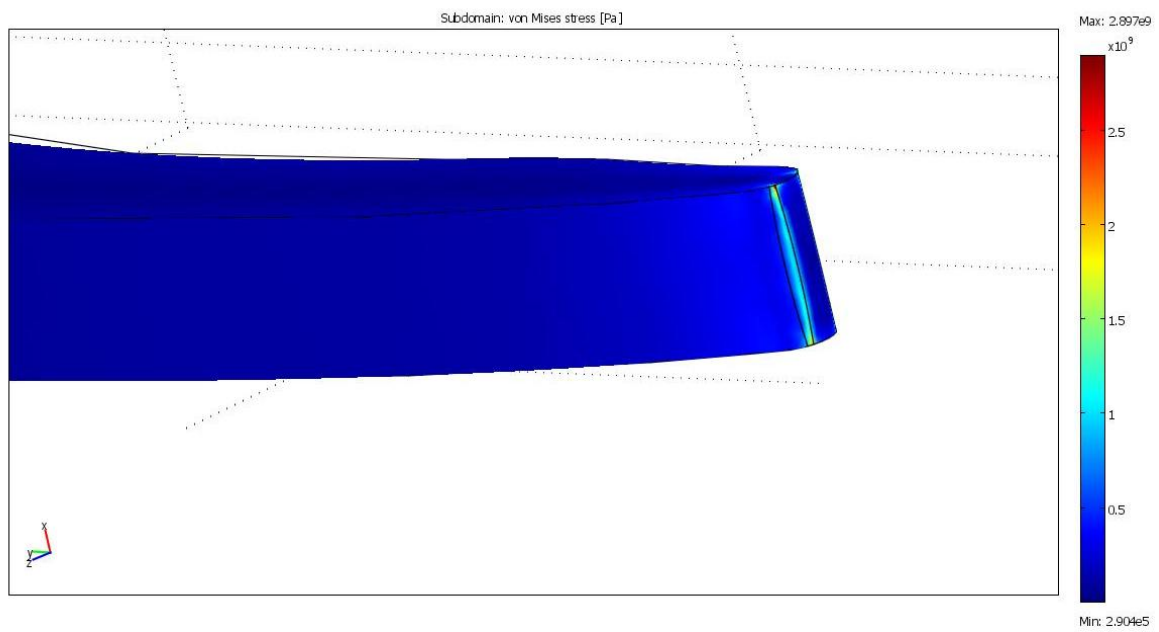
Rys. 6.22 Wyniki symulacji dla naprężeń von Misesa dla modelu 2 – widok 1.



Rys. 6.23 Wyniki symulacji dla naprężeń von Misesa dla modelu 2 – widok przybliżony.



Rys. 6.24 Wyniki symulacji dla naprężeń von Misesa dla modelu 3 – widok 1.



Rys. 6.25 Wyniki symulacji dla naprężeń von Misesa dla modelu 3 – widok przybliżony.

7. Wnioski

Celem projektu było zbadanie wpływu kształtu endoprotezy reprezentowanej przez otwory w objętości trzpienia, (które bezpośrednio wpływały na objętość a więc również i ciężar protezy) na wartości liczby elementów skończonych utworzonej siatki, wartości i rozkład przemieszczeń maksymalnych oraz wartości i rozkład naprężeń.

Najistotniejsze zmiany widać w ilości elementów skończonych tworzących poszczególne siatki. Dla siatki modelu nr 2 jest to wartość ok 6 razy większa w porównaniu do siatki modelu nr 1, natomiast model nr 3 ma siatkę złożoną z 2 krotnie większej liczby elementów niż model 2 (co mogło być przewidziane gdyż ilość otworów jest w tym przypadku ok 2 razy większa a koncentracja dodatkowych elementów występuje w miejscach otworów). Liczba elementów może mieć wpływ na wartości uzyskane w obliczeniach, jednak w miejscu utwierdzenia i przyłożenia sił gęstość siatek pozostaje podobna, co sugeruje możliwość porównywania wyników. Ilość elementów nie wpłynęła znacząco na czas obliczeń.

Sprawdzono zmianę objętości poszczególnych modeli różniących się kształtem trzpienia. Wyniki przedstawiają się następująco: dla modelu nr 1 – $2,98 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$, dla modelu nr 2 – $2,7 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$, dla modelu nr 3 – $2,46 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$. Różnica objętości wyniosłaby, więc w skrajnym przypadku $0,52 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3 = 5,2 \text{ cm}^3$, co, uwzględniając gęstość stopu ($4,5 \text{ g/cm}^3$) daje zmianę masy ok. 23,5 g, czyli redukcje masy ok 17%.

Analizując wyniki przedstawione dla przemieszczeń można zauważyć brak istotnych zmian w rozkładzie przemieszczeń części trzpienia w zależności od obecności otworów. Zgodnie z założeniem, dolny, utwierdzony element trzpienia nie przemieszcza się (wartość przemieszczenia jest równa 0) a największe przemieszczenia występują w miejscu przyłożenia siły. Nie występuje koncentracja przemieszczeń w żadnym innym miejscu ze względu na prosty kształt trzpienia i braku elementów wrażliwych (elementem wrażliwym mogłaby być szyjka w dokładniejszym modelu). Rozkład jest, więc równomierny we wszystkich przypadkach (od maksymalnych w górnej powierzchni po zerowe w dolnej) natomiast różnice wynikają w wartościach przemieszczeń maksymalnych. Dla modelu nr 1 wynoszą one - 3,7 mm, dla modelu nr 2 -4,36 mm natomiast dla modelu nr 3 – 4,42 mm. Widać, więc że występuje wyraźny wzrost przemieszczeń pomiędzy modelem bez otworów jak i modelami z otworami, natomiast w obrębie 2 modeli z otworami, mimo dużej rozbieżności w ich liczbie zmiany pozostają już niewielkie. Niemniej, wyniki rzędu 4mm można uznać za dość duże.

Analizując wyniki dla naprężeń również można dostrzec analogie – rozkład naprężeń dla wszystkich trzech modeli jest zbliżony, nie zaobserwowano wzrostu wartości naprężeń w okolicach otworów w modelach, które je zawierają. Może to wynikać z stosowania materiałów uznanych, jako izotropowe. Przydatne byłoby zbadanie zachowania się modelu na innym, lepszym oprogramowaniu np. w programie Comsol wersji 5.0. Jak w przypadku wcześniejszej analizy zmieniają się wartości badanych naprężeń. Średnie naprężenia w objętości trzpienia wynoszą kolejno: dla modelu nr 1 – 0,1 GPa, dla modelu nr 2- 0,2 GPa, dla modelu nr 3 -0,2 GPa jednakże jest to wartość określona subiektywnie. Minimalne naprężenia są zbliżone dla modelu 1 i 3, natomiast ok. dwukrotnie wyższe dla modelu 2. Maksymalne naprężenia są zlokalizowane w miejscu utwierdzenia trzpienia i wynoszą kolejno: 0,8 GPa, 2,5 GPa, 2,9 GPa. Ponownie można zaobserwować istotny wzrost naprężeń maksymalnych

modeli z otworami w porównaniu do modelu bez, oraz niewielkie różnice w obrębie dwóch modeli z otworami. Przedstawione wartości porównano z wartościami granicy plastyczności i wytrzymałości na rozciąganie dla stopu Ti6Al4V (przedstawione na rysunku poniżej). Wynika z niej, że jedynie pierwszy model spełnia warunki bezpieczeństwa użytkowania, natomiast pozostałe dwa modele mogłyby ulec uszkodzeniu w miejscu utwierdzenia trzpienia. Możliwe, że inny sposób utwierdzenie trzpienia wpłynęłyby na wartości otrzymane na tym etapie analizy.

Lp.	Parametry Materiału	Stop CoCrMo Endocast	Stop Ti6Al4V	Polietylen PE-UHMW Chirulen	Ceramika Al_2O_3
1	Gęstość g/cm^3	8,3	4,5	0,96	
2	Granica plastyczności MPa	700	895 ÷ 1080	21,5	3,9
3	Wytrzymałość na rozciąganie MPa	1000	850 ÷ 1120	46,2	
4	Wydłużenie %	15	10 ÷ 15	434	
5	Moduł sprężystości, MPa	$2,2 \cdot 10^5$	$1,08 \cdot 10^5$	1000	$3,8 \cdot 10^5$
6	Wytrzymałość zmęczeniowa MPa	400	500	-	
7	Współczynnik Poissona	0,3		0,4	

Rys. 7.1 Właściwości mechaniczne materiałów stosowanych na endoprotezy stawów.

Reasumując, powyższa analiza wykazała, że zaproponowana zmiana kształtu trzpienia endoprotezy miałaby negatywny wpływ na wartość przenoszonych obciążeń, co dyskwalifikuje ją w zastosowaniu medycznym mimo istotnej zmiany wagi. Możliwe jednak, że inne rozmieszczenie otworów, redukcja ich ilości bądź średnicy mogłaby doprowadzić do optymalnej zmiany wagi bez niekorzystnego wpływu na wartość naprężeń.

8. Piśmiennictwo

- Adam Bochenek, Michał Reicher - Anatomia Człowieka Tom 1, Anatomia Ogólna, kości, stawy i więzadła, mięśnie. Polska Akademia Umiejętności, 1952 - 1965
- <https://www.podyplomie.pl/wielka-interna/badanie-podmiotowe-i-przedmiotowe-22206>
- D. Tajszevska, Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji, Gliwice 2011
- http://etacar.put.poznan.pl/jacek.buskiewicz/dydaktyka/bi/Konspekt_Biomechanikalnzynierska_Stawy.pdf
- <http://pg.gda.pl/info/mech/katedra/imis/wp-content/blogs.dir/49/files/2012/10/roz8.pdf>
- <http://bori2.republika.pl/html/endobiodra.html>
- <http://www.sport-klinika.pl/postepowanie-po-operacji-endoprotezoplastyki-stawu-biodrowego.html>
- <http://bori2.republika.pl/html/endobiodra.html>
- <http://www.auxein.com/product/austin-moore-hip-prosthesis-broad-stem-regular-finish/>
- <http://www.merete-medical.com/pl/produkty/pierwotne-endoprotezy-stawu-biodrowego/trzpienie-stawu-biodrowego.html>
- http://zasoby1.open.agh.edu.pl/dydaktyka/obliczenia_inzynierskie/c_symulacja_procesow_przerobki/mes/mes.html
- A. John, M. Duda, G. Kokot, Wpływ kształtu endoprotezy na stan wytężenia i odkształcenia kości udowej.
- B. Kozub, Ł. Matuszyk, S. Łagan, Analiza wytrzymałościowa MES złamania szyjki kości udowej stabilizowanej gwoździem śródszpikowym typu gamma.
- J. Zubrzycki, M. Braniewska, Zastosowanie inżynierii odwrotnej w projektowaniu spersonalizowanego implantu stawu biodrowego.