

Antoni JOHN, Grzegorz KOKOT, Mateusz DUDA, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

WSTĘPNA ANALIZA STAWU BIODROWEGO CZŁOWIEKA FIZJOLOGICZNIE PRAWDŁOWEGO ORAZ PO ZABIEGU KAPOPLASTYKI

Streszczenie. W pracy przedstawiono sposób zamodelowania stawu biodrowego człowieka odpowiadający stanowi przed operacją kapoplastyki (fizjologicznie prawidłowemu) oraz stanowi po operacji. W obu modelach założono takie same warunki brzegowe. Następnie przeprowadzono analizę numeryczną oraz porównano wyniki w celu określenia, które miejsca modeli są najbardziej narażone na przeciążenia podczas fizjologicznego obciążenia stawu biodrowego.

1. WSTĘP

Jedną z współcześnie stosowanych metod rekonstrukcji zdegenerowanego stawu biodrowego człowieka szczególnie w przypadku młodych, aktywnych (często również sportowo) ludzi jest operacja kapoplastyki, czyli wszczepienia protezy panewki stawu biodrowego oraz protezy powierzchni głowy kości udowej. Operacja ta różni się tym od operacji całkowitej endoprotezoplastyki, że nie odcina się całej głowy kości udowej, a jedynie powierzchnię głowy kości udowej zostawiając jej zdrowe wnętrze. Na tak obróbianą głowę osadza się centrycznie mocowaną protezę usuniętej uprzednio powierzchni. Istotnym jest zbadanie jak zachowuje się staw po takiej operacji w porównaniu do stawu zdrowego (fizjologicznie prawidłowego). W przypadku dużych przeciążeń lub nieprawidłowo zamocowanej protezy istnieje ryzyko mikropełnięć, które przy dalszym obciążeniu stawu może doprowadzić do pełnięć, a nawet złamań. W niniejszej pracy zbudowano dwa modele numeryczne stawu odpowiadające dwóm stanom:

- przed operacją kapoplastyki,
- po operacji kapoplastyki.

Sprawdzono również, w których miejscach modeli wystąpią spiętrzenia naprężeń.

W celu stworzenia modelu numerycznego wykorzystano zdjęcia otrzymane z tomografii komputerowej. Pewne elementy nie mogły zostać odwzorowane bezpośrednio ze zdjęć tomografii, lecz musiały zostać zamodelowane manualnie. Metoda ta jest więc metodą półautomatyczną.

2. ANALIZA STAWU BIODROWEGO.

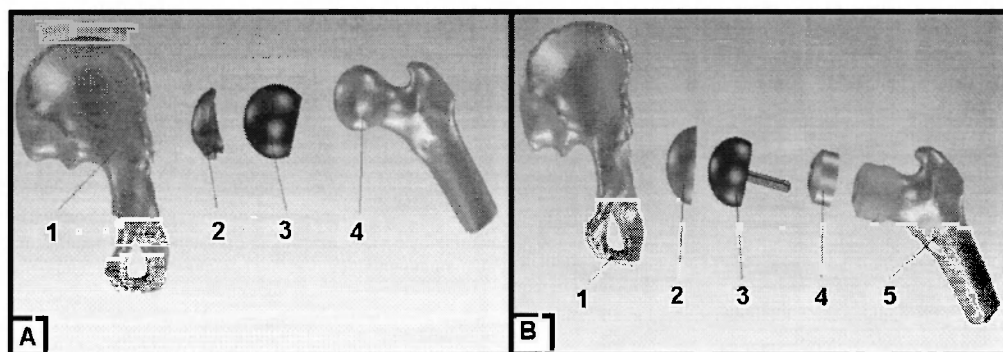
Proces budowy modeli numerycznych stawu biodrowego człowieka przed i po operacji kapoplastyki był procesem bardzo złożonym, wieloetapowym oraz długotrwałym. Składał się z kilku etapów, z których najważniejszymi były:

1. Uzyskanie geometrii ze zdjęć TK preparatów fizjologicznych.
2. Utworzenie geometrii protez oraz struktur anatomicznych nie uzyskanych ze zdjęć TK [1,3].

3. Podział na elementy skończone oraz przypisanie danych materiałowych na podstawie danych ze zdjęć TK.
4. Wykonanie analizy numerycznej.

2.1 Utworzenie modelu stawu biodrowego fizjologicznie prawidłowego oraz po zabiegu kapoplastyki.

Modele kości udowej oraz miedniczej uzyskano na podstawie zdjęć TK w programie Mimics firmy Materialise. Zdjęcia zostały wykonane z bardzo dużą precyzją wynoszącą 0,347mm. Następnie w programie Solid Edge zostały zamodelowane protezy panewki głowy kości udowej, protezy powierzchni głowy kości udowej, warstwa cementu mocującego oraz struktury anatomiczne nie uzyskane ze zdjęć TK tj. powierzchnia stawowa na głowie kości udowej oraz w panewce kości miedniczej. Wzorowano się na danych literaturowych [1,3] w przypadku struktur anatomicznych, danych literaturowych w przypadku modelowanej 3mm warstwy cementu [1] oraz na rysunkach inżynierskich w przypadku protez. Modele przedstawione zostały na Rys.1.



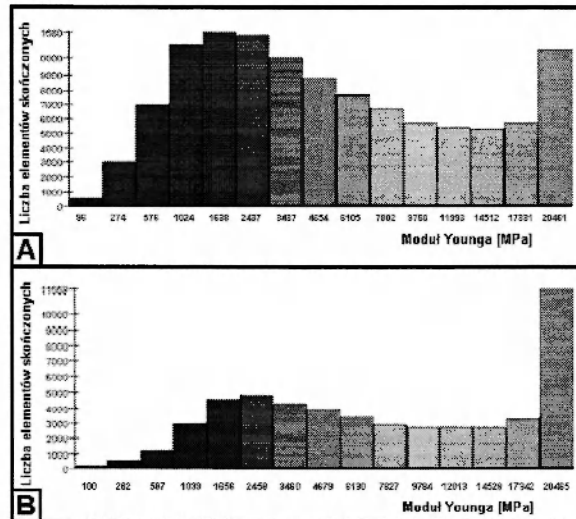
Rys.1. Modele CAD. A. Składowe modelu fizjologicznie prawidłowego (1. Kość miednicza, 2. Powierzchnia stawowa panewki kości udowej, 3. Powierzchnia stawowa na głowie kości udowej, 4. Kość udowa). B. Składowe modelu po operacji kapoplastyki (1. Protezowana kość miednicza, 2. Proteza panewki kości udowej, 3. Proteza powierzchni głowy kości udowej, 4. Warstwa cementu mocującego protezę 3 na kości 5, 5. Protezowana kość udowa)

Model został podzielony na elementy 4-węzłowe w programie Patran (ilość elementów – patrz Tab. 1). Przyjęto materiał izotropowy, liniowo-sprężysty. Niejednorodność materiału zamodelowano na podstawie konwersji skali szarości zdjęć TK (bazowych) do modułu Younga (punkt 2.2).

2.2 Przypisanie wartości materiałowych.

Kolejnym etapem było przypisanie parametrów materiałowych dla każdego elementu (Rys.2). Przypisanie danych materiałowych dokonano w programie Mimics Materialise za pomocą odpowiednich równań aproksymacyjnych, między innymi użyto równania Kellera na potrzeby konwersacji gęstości materiałowej [g/cm^3] do modułu Younga [MPa] [2,4]:

$$E=10.5\rho^{2.57}$$

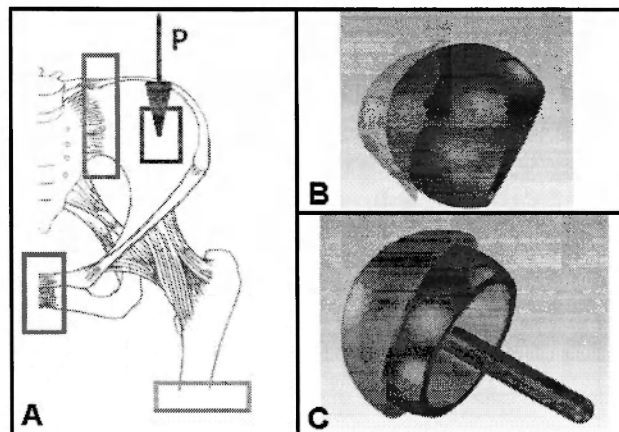


Rys. 2. Przykładowe histogramy rozkładu modułu Younga (oś pozioma) w zależności od liczby elementów skończonych (oś pionowa): A. Kość miedniczna fizjologicznie prawidłowa
B. Kość udowa po operacji kapoplastyki

2.3 Warunki brzegowe oraz analiza numeryczna.

W obu modelach założono takie same warunki brzegowe (Rys.3). Oprócz odpowiednio odebranych stopni swobody i przyłożonej siły zamodelowano również kontakt pomiędzy współpracującymi elementami:

- protezami (dla modelu po operacji protezowania),
- pomiędzy powierzchniami stawowymi (dla modelu zdrowego).



Rys. 3. Warunki brzegowe (opis w tekście)

Opis oznaczeń zamieszczonych na Rys.3: A: Niebieski obszar oznacza możliwość przemieszczania modelu w kierunku pionowym, zielony obszar brak możliwości przemieszczania we wszystkich kierunkach, czerwony obszar to miejsce w którym został przyłożony nacisk 800N. B: Zasydulowano współczynnik tarcia o wartościach 0,001;0,01;0,3 pomiędzy współpracującymi powierzchniami powierzchni stawowej panewki oraz głowy kości udowej C: Zasydulowano współczynnik tarcia o wartościach

0,001;0,01;0,3 pomiędzy współpracującymi powierzchniami protezy panewki stawowej i oraz powierzchni głowy kości udowej.

3. WYNIKI

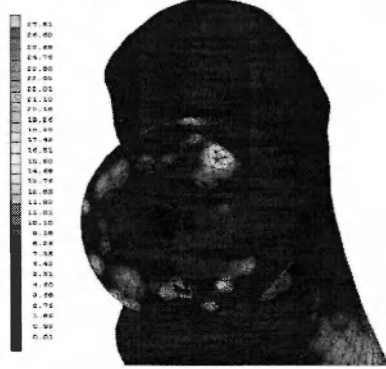
W wyniku analizy przeprowadzonej metodą elementów skończonych uzyskano rozkłady przemieszczeń, odkształceń i naprężeń, które stanowią podstawę do określenia wyężenia badanych struktur. Wyniki zestawione w Tab. 1 ukazują punktowe spiętrzenia na poszczególnych elementach. W przypadku modelu po operacji znaczne spiętrzenie występuje pomiędzy cementem a kością udową. Przyczyną takiego spiętrzenia jest najprawdopodobniej pionowy kierunek działania siły obciążającej model. W przypadku oparcia się zespołu kość miednicza-panewka na części proteza-cement-kość udowa następuje nieznaczne wygięcie kości udowej. Należy bowiem pamiętać, że jej podstawa jest sztywno utwierdzona. Powoduje to powstawanie momentu gnącego działającego na głowę kości udowej. Strefa pomiędzy cementem a kością udową jest miejscem najniebezpieczniejszym modelu i może powodować w przyszłości obluźowanie protezy głowy kości udowej przez osłabienie cementu w tym właśnie miejscu. W przypadku panewki kości miedniczej po operacji również występuje punktowe spiętrzenie, ale tutaj nie używa się cementu. Rezultat takich spiętrzeń w tym miejscu nie jest zatem tak groźny, jak w przypadku kości udowej.

Tabela 1 Wyniki symulacji. Do badań użyto hipotezy Hubera-Misessa.

Model	Ilość elem. skończonych	Max. Naprężenia [MPa]	Moduł Younga [MPa]	Uwagi
Kość udowa fizjologicznie prawidłowa	87339	30,5	110-20472	Brak punktowych spiętrzeń
Kość udowa po operacji	104659	27,5	100-20465	Punktowe spiętrzenie pomiędzy cementem a kością
Kość miednicza fizjologicznie prawidłowa	132287	88	81-20447	Brak punktowych spiętrzeń w panewce
Kość miednicza po operacji	103912	111	96-20461	Punktowe spiętrzenie w panewce
Chrzątka na kości miedniczej	9349	13	2000	Punktowe spiętrzenie
Chrzątka na kości udowej	24231	19	2000	Punktowe spiętrzenie na głowie kości.
Cement	5024	25,2	2000	Spiętrzenie: punktowe od wewnętrznej strony
Proteza głowy kości udowej	37600	114	200000	Spiętrzenie na głowie protezy.
Proteza panewki kości miedniczej	7028	67,5	200000	Punktowe spiętrzenie

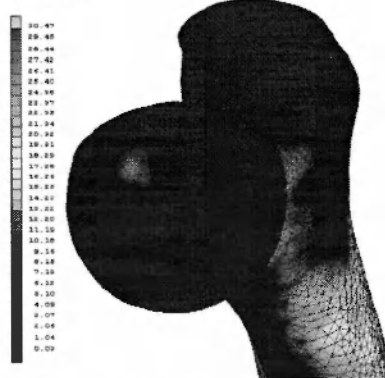
Poniżej zestawiono mapy reprezentujące rozkładu naprężeń zredukowanych dla poszczególnych modelowanych struktur biologicznych oraz protez.

Case: 3
Time: 1.000e+000



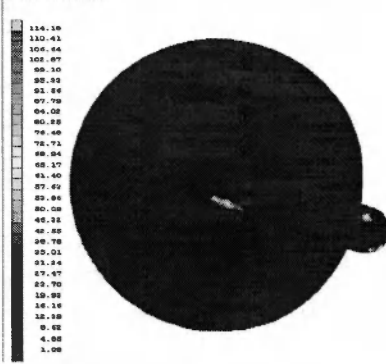
Głowa kości udowej po zabiegu kapoplastyki

Case: 3
Time: 1.000e+000



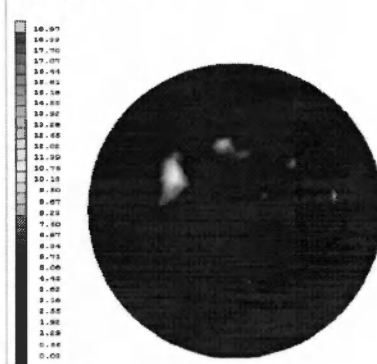
Głowa kości udowej przed zabiegiem kapoplastyki

Case: 3
Time: 1.000e+000



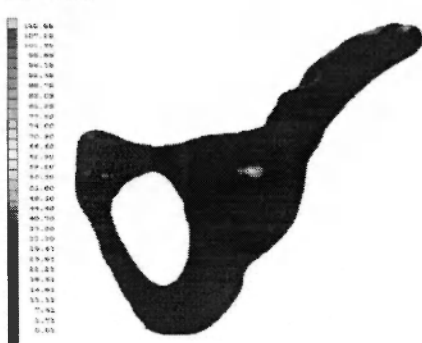
Proteza powierzchni głowy kości udowej.
Widok do wewnątrz

Case: 3
Time: 1.000e+000



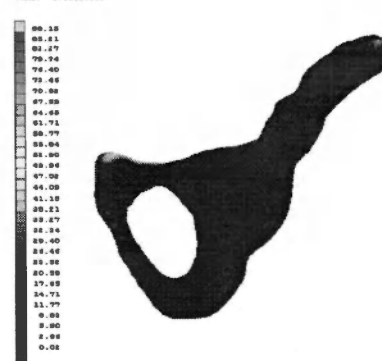
Model powierzchni stawowej na głowie kości udowej. Widok do wewnątrz

Case: 3
Time: 1.000e+000



Miednica po zabiegu kapoplastyki

Case: 3
Time: 1.000e+000



Miednica przed zabiegiem kapoplastyki

Rys. 4. Mapy naprężeń uzyskane w wyniku obliczeń MES korzystając z hipotezy naprężeń zredukowanych Hubera-Misessa

4. WNIOSKI

W analizie uwzględniono kontakt z tarcieniem dla wartości współczynników tarcia 0,001; 0,01; 0,3 Stwierdzono, że nie ma to wpływu w przypadku analizy statycznej modelu

odpowiadającej ułożeniu kości dla postawy wyprostnej człowieka. Wpływ będzie widoczny w przypadku uwzględnienia ruchu kości udowej oraz kości miedniczej względem siebie, co zostanie przeanalizowane w toku dalszych prac. Zostanie zasymlowany ruch oraz obciążenia dla poszczególnych faz chodu, również dla skrajnych przeciążeń stawu biodrowego, które mają miejsce np. podczas skoku pionowego. Przyszłe badania powinny również uwzględnić zmianę modułu Younga w obrębie głowy kości udowej wynikająca z wnikania cementu w porowatą strukturę kości korowej. Należy pamiętać, że chirurg podczas operacji często robi otwory ułatwiające wnikanie cementu w jej strukturę. Jednak do tych badań należy najpierw przeprowadzić doświadczenia na preparatach, by stwierdzić jak duży ma wpływ cement chirurgiczny reagujący z kością korową na jej własności materiałowe i dopiero wtedy można uwzględnić zmienione własności materiałowe w obrębie głowy kości udowej.

LITERATURA

- [1] Radcliffe, I.A.J, Taylor, M.: Investigation into the effect of varus-valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis. Bioengineering Science Research Group, University of Southampton. Clinical Biomechanics 22, Highfield, 2007 UK, p.780-786.
- [2] John A., Wysota P.: Modeling of osteoporotic changes using images from computed tomography, Modelowanie Inżynierskie, Gliwice 2008, p. 151-158.
- [3] Będziński R.: *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997. p.118-155.
- [4] Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B.: Relations of mechanical properties to density and CT number in human bone. "Medical Engineering & Physics" Department of Biomedical Engineering, University of Memphis, Vol. 17, Memphis 1995, p. 347-355.

PREANALYSIS OF HUMAN HIP JOINT PHYSIOLOGICALLY CORRECT AND AFTER OPERATION OF RESURFACING

Summary. In this work two states of human hip joint were modelled refers to: state physiologically correct and after resurfacing operation. These same boundary conditions were assigned to both models and the FEM analysis was conducted. The obtained results were compared and finally the most dangerous and overloading areas were defined for physiological loading of hip joint.