

## MODELOWANIE I ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA STAWU BIODROWEGO CZŁOWIEKA PRZED OPERACJĄ KAPOPLASTYKI I PO NIEJ

ANTONI JOHN, GRZEGORZ KOKOT, MATEUSZ DUDA

*Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska  
e-mail: Antoni.John@polsl.pl, Grzegorz.Kokot@polsl.pl, Mateusz.Duda@polsl.pl*

Streszczenie. W pracy opisano sposób modelowania ludzkiego stawu biodrowego na podstawie zdjęć z tomografii komputerowej preparatów anatomicznych. Przedstawiono również zadawanie parametrów materiałowych zarówno dla kości udowej, jak i miedniczej człowieka oraz elementów sztucznego stawu biodrowego (po zabiegu kapoplastyki). Opracowano dwa modele: jeden dla zdrowego stawu biodrowego, drugi po zabiegu kapoplastyki. W końcowym etapie wykonano analizę wytrzymałościową obu modeli oraz porównano wyniki.

### 1. WSTĘP

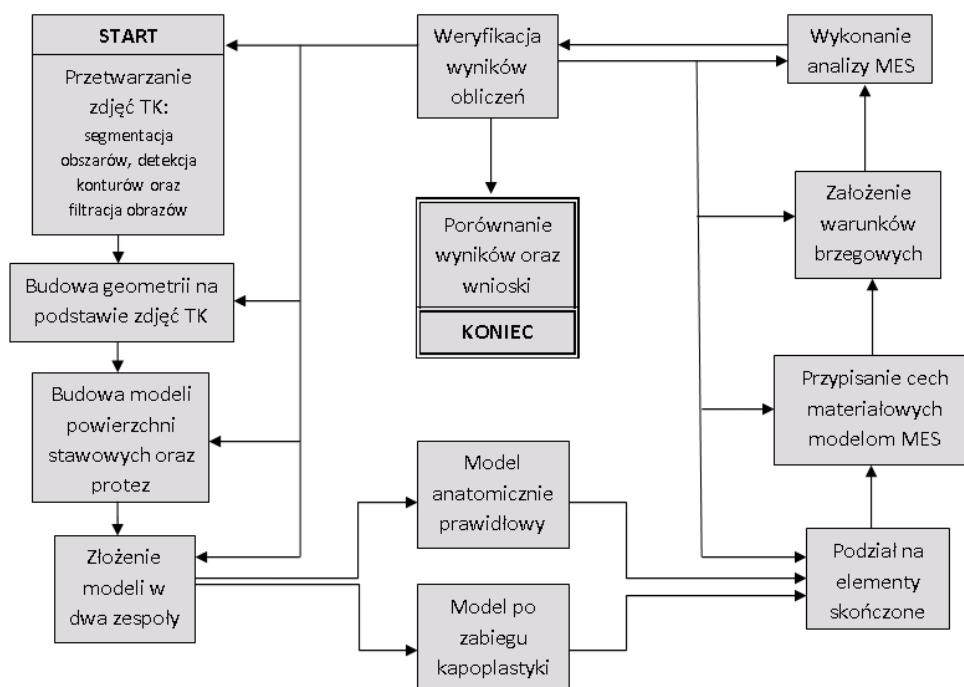
Operacja kapoplastyki jest jedną z metod rekonstrukcji stawu biodrowego człowieka ze zwyrodnieniami, stosowana szczególnie w przypadku młodych, aktywnych ruchowo ludzi. Zarówno zbyt duże jak i zbyt małe obciążenia są niekorzystne dla przebudowy tkanki kostnej (zjawisko remodelingu). Zarówno dla kości zdrowych jak i dla kości po zabiegu rekonstrukcji, w przypadku układów zbyt przeciążonych (np. podczas uprawiania sportu czy pracy fizycznej) pojawiają się mikropęknięcia, a dalsze przeciążanie kości prowadzi w rezultacie do pęknięć, a nawet złamań. Zasadne jest zatem pytanie, w jakim obszarze staw biodrowy jest najbardziej narażony na przeciążenia, które mogą mieć swoje niekorzystne następstwa. Zadanie przedstawione w niniejszej pracy polegało na opracowaniu modeli numerycznych stawu biodrowego odpowiadających stanowi anatomicznie prawidłowemu oraz stanowi po zabiegu kapoplastyki, czyli wszczepieniu protezy panewki stawu biodrowego mocowanej na wcisk oraz protezy głowy kości udowej mocowanej cementowo. Do stworzenia modelu numerycznego wykorzystano zdjęcia pochodzące z tomografii komputerowej preparatów anatomicznie prawidłowych bez mięśni, więzadeł, z uszkodzoną tkanką chrzęstną. Zdjęcia TK zawierały bliższą część kości udowej, kość miedniczą lewą i prawą wraz z odcinkiem guzicznym kręgosłupa człowieka. Do modelu użyto jednakże tylko obszarów reprezentujących miednicą lewą człowieka oraz kość udową lewą. Ze względu na degenerację preparatów (powierzchnie stawowe) elementy te zostały zamodelowane manualnie. Stworzony model geometryczny został następnie wykorzystany do zbudowania dwóch modeli odpowiadającym dwóm interesującym nas stanom anatomicznym: stanowi przed- i pooperacyjnemu. (Dokładny opis w rozdziale 2.2). Następnie po odpowiednim podziale na elementy skończone i przypisaniu cech materiałowych elementom skończonym modele zostały obciążone w ten sam sposób obciążeniem statycznym o wartości 800N w celu sprawdzenia różnicy w przenoszeniu obciążeń. Zasymulowano również kontakt z tarcie

między współpracującymi elementami (szczegółowy opis w punkcie 2.4 niniejszego artykułu) w celu sprawdzenia jego wpływu na rozkład naprężeń w strukturach anatomicznych oraz w zamodelowanych protezach.

## 2. PROCES TWORZENIA MODELI NUMERYCZNYCH ORAZ SYMULACJI OBCIĄŻENIA STATYCZNEGO

### 2.1. Metodologia procesu modelowania

Proces tworzenia modeli numerycznych jest procesem wieloetapowym oraz czasochłonnym. Można jednakże wydzielić pewne etapy, które mają największe znaczenie.



Rys. 1. Algorytm opisujący metodologię tworzenia modeli numerycznych uzupełniony o analizę oraz weryfikację wyników

Algorytm widoczny na rys. 1 zawiera opis procesu modelowania. Obejmuje zarówno etapy budowy modeli, jak i analizę oraz weryfikację wyników. Za pomocą strzałek opisano kierunek postępowania. W przypadku negatywnej weryfikacji wyników lub niepowodzenia w wykonaniu analizy, należy wrócić do miejsca, w którym mógł zostać popełniony błąd. Proces modelowania tego typu struktur jest trudny, gdyż błąd w modelowaniu może być popełniony na każdym jego etapie.

Pierwszy etap wymaga analizy zdjęć uzyskanych z tomografii komputerowej, a następnie odpowiedniego zamaskowania obszarów tych zdjęć, na podstawie których można uzyskać model 3D interesujących nas struktur anatomicznych. Proces ten został opisany w punkcie 2.2. Kolejnym etapem jest przypisanie cech materiałowych za pomocą odpowiednich równań konwersyjnych skalę szarości na gęstość mineralną struktur anatomicznych, a następnie konwersji gęstości mineralnej na wartość modułu Younga. Etap ten został wykonany po podzieleniu modeli na elementy skończone, a różna wartość modułu Younga dla każdego elementu skończonego pozwoliła uwzględnić niejednorodność materiału. Proces ten został opisany w punkcie 2.3. Ostatni etap to założenie warunków brzegowych w modelu

odpowiadających stanowi anatomicznie prawidłowemu (przed operacją kapoplastyki) oraz stanowi po operacji. Warunki były identyczne dla obu modeli. Następnie wykonano analizę wytrzymałościową (statyka) w programie MSC Marc oraz porównano wyniki. Opis tego procesu znajduje się punkcie 2.3, punkcie 3 oraz 4 niniejszego artykułu.

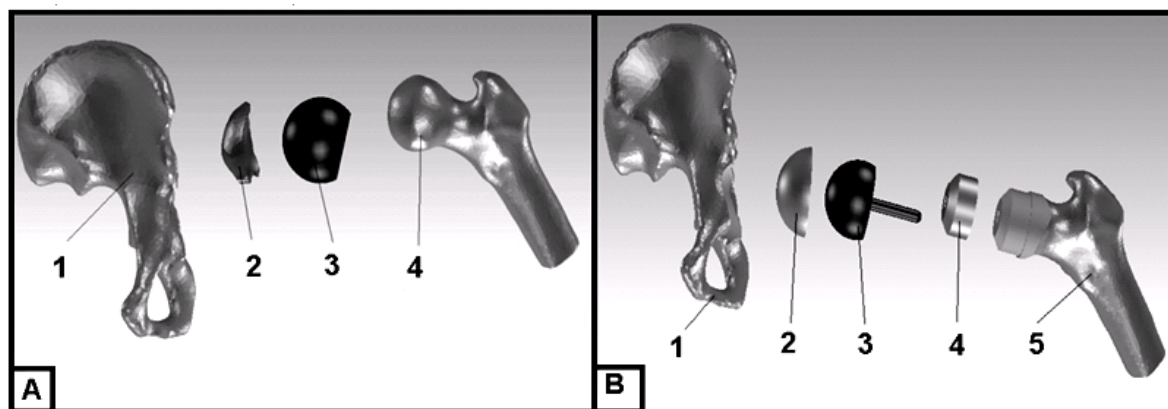
## 2.2 Utworzenie modeli przestrzennych

Geometrię kości udowej oraz miedniczej człowieka utworzono na podstawie zdjęć uzyskanych z tomografii komputerowej w programie Mimics firmy Materialise. Zdjęcia wykonano z bardzo dużą precyzją wynoszącą 0,347 mm odległości pomiędzy kolejnymi skanami. Zdjęcie zostały odpowiednio przefiltrowane, a następnie zamaskowano obszary reprezentujące interesujące nas struktury anatomiczne. Zrezygnowano z modelowania całego preparatu obejmującego również kość krzyżową i guziczną kręgosłupa oraz drugą kość miedniczą (prawą). W końcowym etapie utworzono model 3D stawu biodrowego człowieka obejmujący kość udową lewą oraz kość miedniczą lewą. Następnie w programie służącym do modelowania CAD utworzono następujące geometrie:

- powierzchnie stawowe na głowie kości udowej oraz w panewce kości udowej,
- protezy powierzchni głowy kości udowej, cement mocujący protezę powierzchni głowy kości udowej (3mm warstwa) oraz proteza panewki kości udowej.

Wzorowano się na danych literaturowych w przypadku modelowania struktur anatomicznych [1,2,3,4,5,6] oraz na rysunkach inżynierskich w przypadku protez. Modele złożono w dwa współpracujące ze sobą zespoły reprezentujące dwa stany stawu biodrowego człowieka:

- stan przed operacją,
- stan po operacji.



Rys.2 Modele przestrzenne: A. Model fizjologicznie prawidłowy (1. Kość miednicza, 2. Powierzchnia stawowa panewki kości udowej, 3. Powierzchnia stawowa na głowie kości udowej, 4. Kość udowa). B. Model 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)

Protezę głowy kości udowej zamodelowano zgodnie z wytycznymi zawartymi w pracy [1] oraz uwagami lekarzy ortopedów z uwzględnieniem 3 mm warstwy cementu pomiędzy protezą a kością udową. Cementu nie uwzględniano w modelu w wydrążonym kanale, gdyż w praktyce lekarze nie wlewają do niego cementu. Kanał ten służy tylko jako kanał prowadzący i pozycjonujący protezę. Natomiast protezę panewki stawu biodrowego

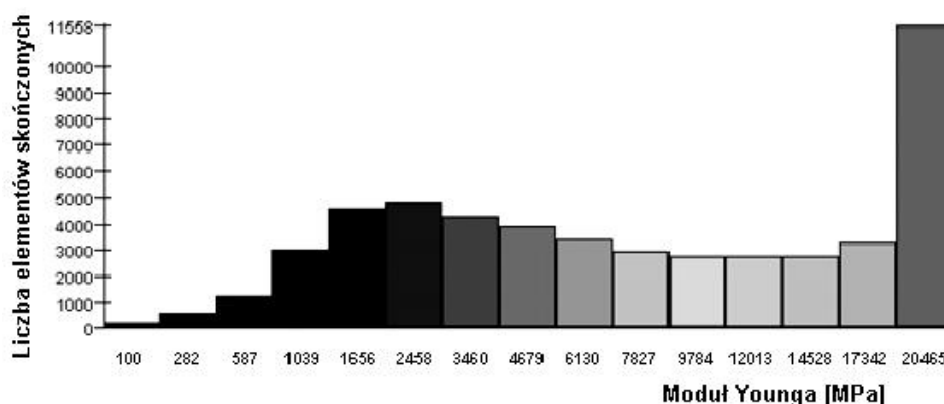
zamodelowano bez warstw cementu, gdyż sposób mocowania określany jako metoda ‘press-fitt’, czyli ‘na wcisk’ nie wymagająca cementu chirurgicznego.

### 2.3 Przypisanie cech materiałowych dla struktur anatomicznych

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. Własności materiałowe zostały przypisane dla kości zarówno po protezowaniu, jak i zdrowych, w programie Mimics. W celu opisanie własnościami materiałowymi zastosowano równanie przetwarzające gęstość ( $\text{g/cm}^3$ ) uzyskaną ze skali szarości na moduł Younga (MPa). W tym celu zostało wykorzystane równanie Kellera [2,4]:

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

Rozkład 15 materiałów uzyskano w przedziale 81-20461MPa dla kości miedniczej, oraz 100-20472MPa dla kości udowej. Na rys. 3 oraz 4 pokazany został przykładowy rozkład modułu Younga w zależności od liczby elementów na przykładzie kości udowej po operacji kapoplastyki.



Rys.3 Przykładowy histogram pokazujący liczbę elementów opisanych danym modułem Younga



Rys.4 Rozkład materiałów fragmentu kości miedniczej człowieka (przed operacją)

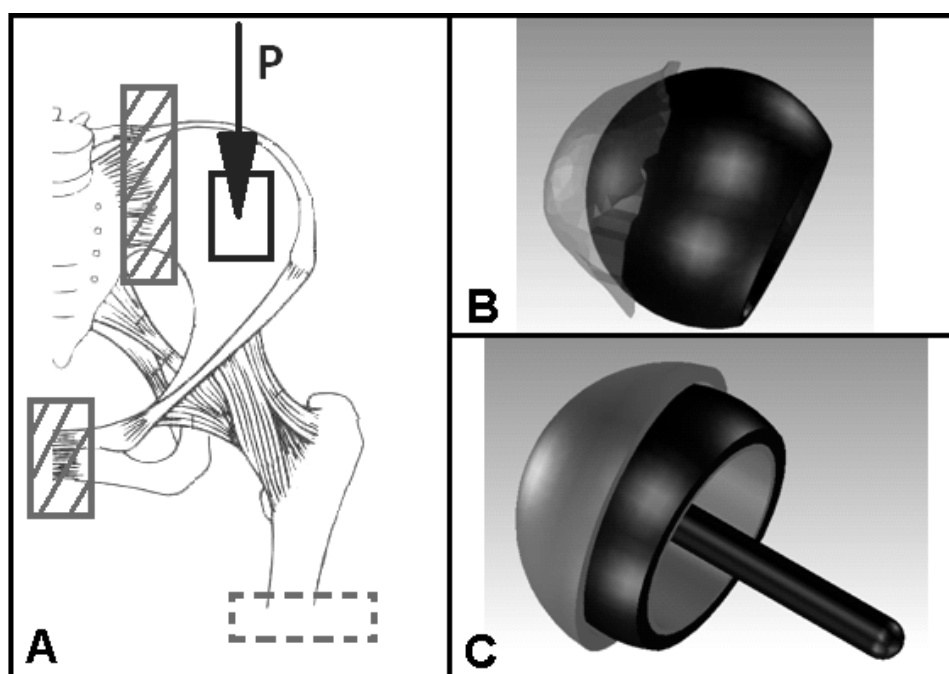
## 2.4 Symulacja warunków brzegowych oraz analiza MES

Jednym z końcowych etapów budowy modeli numerycznych jest założenie odpowiednich warunków brzegowych. Przyjęte warunki były takie same dla modelu anatomicznie prawidłowego oraz dla modelu po zabiegu kapoplastyki. Na rys. 5A widoczne są 3 obszary oznaczające odpowiednio: obszar zakreskowany - możliwość przemieszczania modelu tylko w pionie; obszar zaznaczony linią przerywaną - sztywne utwierdzenie dołu kości udowej; obszar z zaznaczoną siłą – obszar do którego przyłożone zostało obciążenie 800N. Na rys.5B,C widoczne są współpracujące elementy pomiędzy, którymi został zamodelowany kontakt z tarciem o wartościach 0,001; 0,01; 0,1. Są to:

B. Powierzchnia styku powierzchni stawowych (głowa kości udowej-panewka),

C. Powierzchnia styku protezy powierzchni głowy kości udowej oraz panewki.

Analizę MES przeprowadzono w programie MSC Marc.



Rys. 5 Warunki brzegowe (opis w tekście)

## 3. WYNIKI

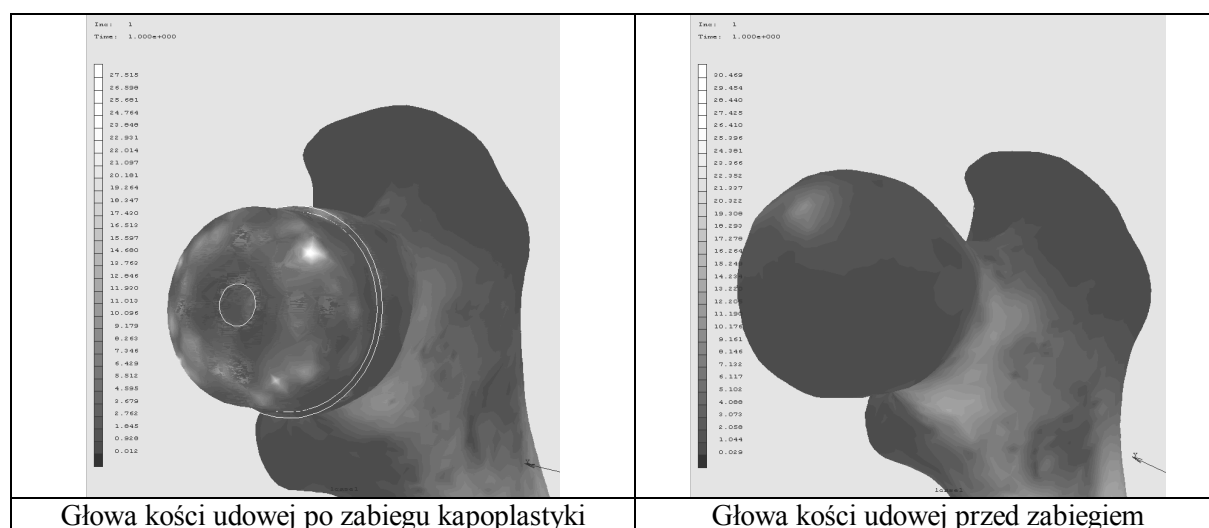
Końcowymi wynikami uzyskanymi jako rezultat symulacji są rozkłady naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misses (rys.6). Na tej podstawie można określić miejsca narażone na przeciążenia. Stwierdzono, że dla kości fizjologicznie prawidłowej największa koncentracja naprężeń występuje w obrębie kości korowej. Natomiast dla kości po operacji największe spiętrzenie naprężeń występuje w obrębie kości gąbczastej. Jest to główna różnica pomiędzy modelami. W przypadku modelu po operacji spiętrzenie przypada na obszar pomiędzy cementem a kością gąbczastą. Przyczyną takiego stanu może być pionowy kierunek działania siły, który powoduje powstanie momentu gnącego działającego na głowę kości udowej, jak też duża różnica we własnościach materiałowych cementu oraz kości gąbczastej. Podobny stan został zaobserwowany w obszarze protezowanej panewki kości miedniczej człowieka. Uwzględnić należy jednak typ protezy, który jest typem mocowanym na wcisk, czyli bez użycia cementu. Ryzyko obłuzowania jest zatem mniejsze niż w przypadku

spiętrzeń pomiędzy cementem a protezą powierzchni głowy kości udowej. Wyniki zestawiono w tabeli.

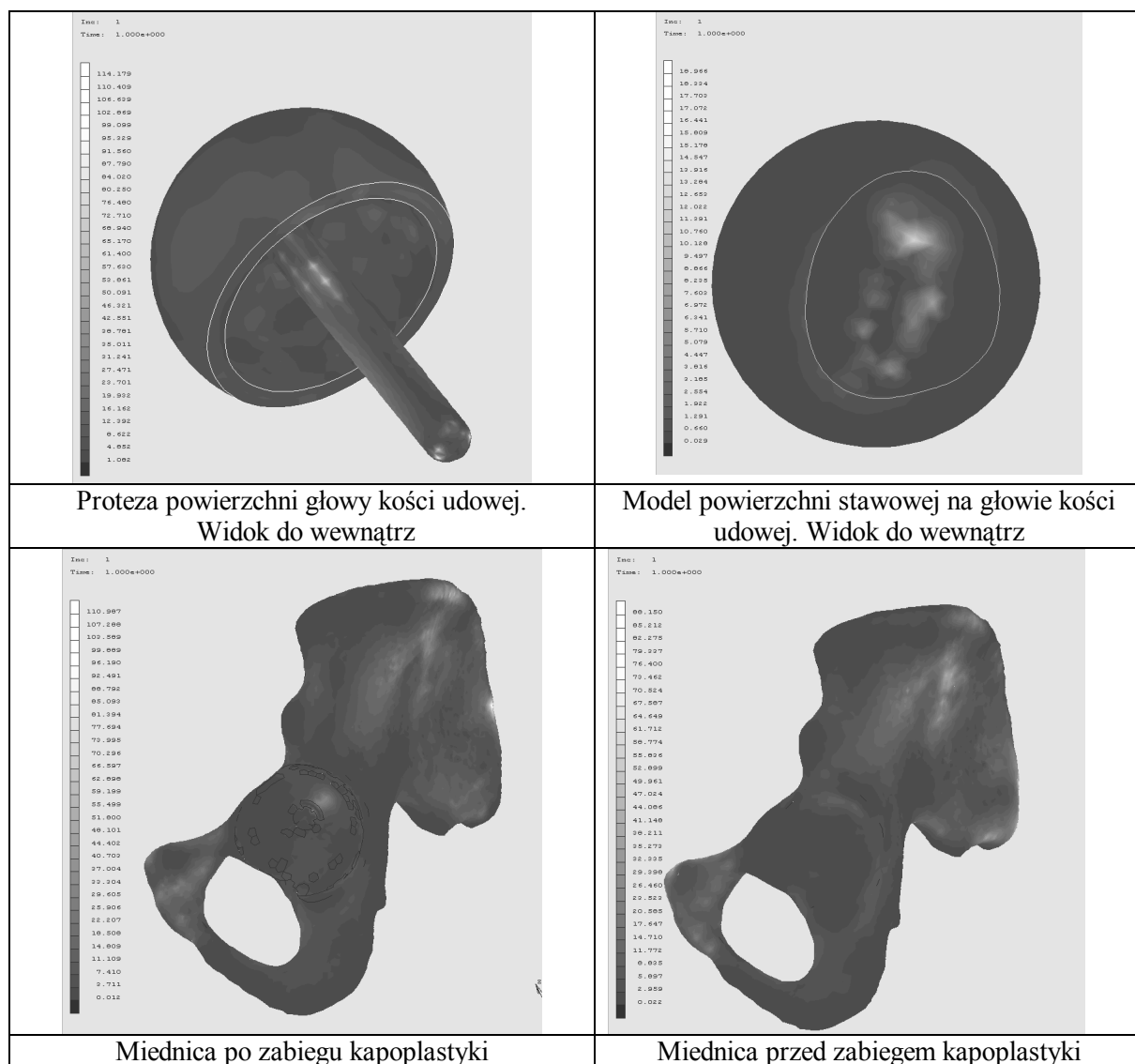
Tabela 1 Wyniki symulacji. Do badań użyto hipotezy Hubera-Misessa.

Model	Liczba 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

Na rys. 6 oraz 7 przedstawiono przykładowe rozkłady naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misesa.



Rys 6. Rozkład naprężeń dla głowy kości udowej



Rys. 7. Rozkłady naprężeń zredukowanych w wybranych fragmentach modeli

#### 4. WNIOSKI

Główną różnicą pomiędzy modelami, jaką wykazały obliczenia, są obszary występowania spiętrzeń naprężeń. Choć topograficznie są podobne, różnią się jednak tym, że w przypadku modelu przed operacją spiętrzenia te przypadają na kość korową, czyli o wiele twardszą niż kość gąbczasta, na którą przypadają spiętrzenia w przypadku modelu po operacji. Jest to stan o wiele bardziej niebezpieczny ze względu na możliwość uszkodzeń na granicy tkanki gąbczastej oraz cementu. W praktyce lekarskiej chirurg robi otwory, które pomagają wnikać cementowi w głąb struktury kości. Rezultatem tego procesu jest powstanie kompozytu o zmienionych wartościach materiałowych w porównaniu do wartości dla kości zdrowej. Istnieje jednak prawdopodobieństwo występowania znacznej różnicy w parametrach materiałowych kompozytu cemento-kostnego oraz nienaruszonej kości gąbczastej. Wiąże się z tym możliwość powstania karbu technologicznego, a tym samym może występować różnica w sposobie przenoszenia obciążeń, co może prowadzić do wspomnianych wcześniej uszkodzeń tkanki gąbczastej i w rezultacie do obłuzowań protezy. Różnica we własnościach materiałowych ma znaczący wpływ na sposób przenoszenia obciążeń, co zostało pokazane

w niniejszej pracy poprzez zlokalizowanie na mapach naprężeń obszarów punktowych spiętrzeń. Należy jednak przeprowadzić dalsze badania, uwzględniając w analizie zmienione wartości parametrów materiałowych, by jak najdokładniej oddać rzeczywisty stan stawu biodrowego człowieka po operacji kapoplastyki. Oprócz tego w dalszej pracy należy uwzględnić osobnicze cechy anatomiczne oraz stopień zdegradowania powierzchni stawowych.

W analizie wzięto również pod uwagę współczynnik tarcia pomiędzy współpracującymi elementami, jednakże wyniki nie wykazały jego wpływu na wyznaczone wielkości w przypadku analizy statycznej. Współczynnik będzie miał znacznie w przypadku symulacji ruchu współpracujących elementów miednicy oraz kości udowej, co zostanie sprawdzone w kolejnym etapie badań, w których należy również wziąć pod uwagę interakcję cementu z kością gąbczastą. Przeprowadzone w pracy badania są obliczeniami testowymi uzyskanymi dla jednego wybranego przypadku.

## 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" 2008, p. 151-158.
3. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wyd. Pol. Wrocł., 1997, s. 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 1995, Vol. 17, p. 347-355.
5. Ozwoniarek J., Wiśniewska-Weientert H., Lisowski J., Kędzia Ł.: Nowe rozwiązania w zakresie biotribologii i biomateriałów. Część II. Stanowisko do badań zużyciowych elementów endoprotez stawu biodrowego. Poznań, Instytut Obróbki Plastycznej, "Obróbka plastyczna metali" 2007, t. XVIII nr 1 s. 35-40.
6. Mazurkiewicz A., Topoliński T. :Ocena zmian wartości modułu Younga kości gąbczastej w obliczeniach MES w funkcji uproszczeń jej modelowania. Katedra Podstaw Inżynierii Mechanicznej i Mechatroniki, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy w Bydgoszczy. „Acta Mechanica et Automatica” 2007, Vol.1 No.2 p. 37-41.

## NUMERICAL MODELING AND STATIC ANALYSIS OF HUMAN PELVIS JOINT BEFORE AND AFTER RESURFACING

Summary. In this work the way of creation FEM model of human hip-joint based on CT scans is shown. The modeling of material parameters for femur and pelvis bone is also shown. Two models were prepared: first for good- health hip-joint, and second for hip-joint after operation of resurfacing. Finally the analysis of static loading was done for both models and the results were compared.