

Aleksandra JAROSZ<sup>1</sup>, Alicja BALIN<sup>1</sup>, Krzysztof MOĆKO<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

<sup>2</sup>Oddział Urazowo-Ortopedyczny, Szpital Miejski w Siemianowicach Śląskich

## ANALIZA ROZKŁADU NAPRĘŻEŃ I ODKSZTAŁCEŃ W MODELU STAWU BIODROWEGO PO ZABIEGU CEMENTOWEJ ENDOPROTEZOPLASTYKI

**Streszczenie:** W pracy przeprowadzono analizę rozkładu naprężeń i odkształceń w układzie biomechanicznym powstałym po zabiegu cementowej endoprotezoplastyki stawu biodrowego. W tym celu opracowano numeryczny model sztucznego stawu biodrowego. Metodą elementów skończonych (MES), przeprowadzono statyczną symulację wytrzymałościową układu implant-tkanka kostna w warunkach obciążeń odzwierciedlających początkową fazę podporową chodu. Uwzględniono zmianę właściwości mechanicznych cementu chirurgicznego na bazie PMMA po modyfikacji proszkiem ceramicznym.

**Słowa kluczowe:** endoprotezoplastyka, cement chirurgiczny, naprężenia, odkształcenia, MES

### 1. WSTĘP

Rozwój alloplastyki cementowej stawu biodrowego nastąpił w latach 60-tych ubiegłego wieku, kiedy Charnley wprowadził metodę stabilizacji endoprotez w kości pacjenta za pomocą żywicy metakrylanu metylu. Obecnie, pomimo wielu nowoczesnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez, cement kostny na bazie polimetakrylanu metylu (PMMA) jest nadal powszechnie stosowany do mocowania prawie każdego rodzaju implantu ortopedycznego [1-3, 5].

Jak wskazują statystyki opracowane przez Narodowy Fundusz Zdrowia [13], w 2017 roku przeprowadzono 56688 zabiegów endoprotezoplastyki stawu biodrowego, z czego 17,27% stanowiły implantacje endoprotez cementowych oraz 3,99% endoprotez hybrydowych, również wykorzystujących cement kostny jako rodzaj wiązania. Liczby te wskazują na to, że endoprotezoplastyka stawów z użyciem cementu kostnego jeszcze długo będzie stosowana w praktyce klinicznej, szczególnie w przypadku pacjentów w podeszłym wieku.

Analizując obecny stan wiedzy w dziedzinie biomateriałów, można stwierdzić, że stosowane polimerowe cemeny chirurgiczne nie spełniają dostatecznie wszystkich stawianych im wymogów ze względu na biofunkcjonalność sztucznych stawów. Podstawowe ich wady, to niekorzystne właściwości wytrzymałościowe, wysoka temperatura utwardzania powodująca uszkodzenie termiczne tkanek, a także skurcz polimeryzacyjny. Z tego powodu prowadzone są prace nad poprawą właściwości fizykochemicznych i mechanicznych cementów chirurgicznych. Najczęściej podejmowane są próby wprowadzania do cementu

domieszek. W pracach [1-3] modyfikowano cement na bazie PMMA poprzez dodawanie w postaci proszkowej takich biomateriałów, jak: tytan, hydroksyapatyt, ceramika tlenkowa ( $Al_2O_3$ ) i węgiel szklisty. Domieszki te, powodując oczekiwane obniżenie temperatury utwardzania, wpłynęły również na zmianę właściwości mechanicznych utworzonych kompozytów na bazie PMMA, przy czym wartości tych właściwości te nie przekraczały zakresów zalecanych przez normę [12].

W niniejszej pracy podjęto próbę analizy rozkładu naprężeń i odkształceń w modelu biomechanicznym stawu biodrowego po zabiegu cementowej endoprotezoplastyki oraz wpływu właściwości mechanicznych modyfikowanego ceramiką cementu na zmianę wartości maksymalnych naprężeń i odkształceń.

## 2. METODYKA BADAŃ

W pracy przeprowadzono statyczną symulację wytrzymałościową układu biomechanicznego: endoproteza-cement-kość przy wykorzystaniu metody elementów skończonych (MES).

### 2.1. Model geometryczny

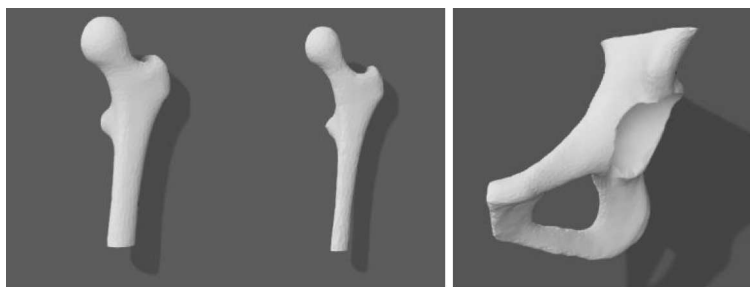
Proces przygotowania modelu geometrycznego do analizy numerycznej obejmował opracowanie modelu naturalnego stawu biodrowego oraz poszczególnych podzespołów implantu stawu biodrowego, dopasowanych do danych struktur anatomicznych. Geometrię przygotowano, wykorzystując oprogramowanie *Materialise Mimics* oraz *Autodesk Fusion 360*.

Geometrię naturalnego stawu biodrowego opracowano na podstawie dokumentacji w standardzie DICOM, zawartej w bibliotece oprogramowania *Materialise Mimics*. Ze zdjęć tomografii komputerowej wyodrębniono modele powierzchniowe fragmentu tułowia oraz samej kości udowej. Uzyskane modele powierzchniowe przekonwertowano na modele bryłowe, charakteryzujące się czworościenną siatką objętościową. Model bryłowy fragmentu kości udowej podzielono na dwa elementy, reprezentujące kość korową i gąbczastą. Ze względu na złożoność modelu kości biodrowej, zredukowano ją do fragmentu obejmującego kość łonową, kulszową i panewkę stawu biodrowego (rys. 1).

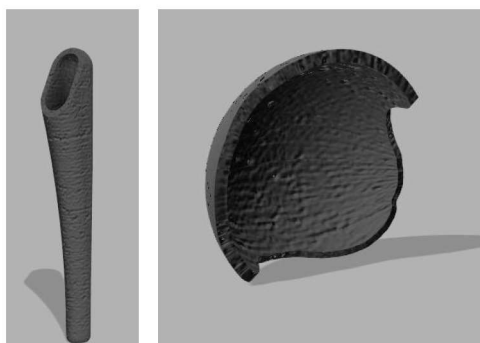
Kolejnym etapem przygotowania geometrii układu biomechanicznego do obliczeń numerycznych było opracowanie poszczególnych komponentów sztucznego stawu biodrowego. Wymiary trzpienia oraz głowy endoprotezy dobrano na podstawie wymiarów anatomicznych kości udowej. Dla zaprojektowanej głowy o średnicy 32 mm opracowano model panewki o średnicy zewnętrznej 48 mm. W panewce zastosowano fazowania wewnętrznej krawędzi pod kątem  $45^\circ$ . Zaprojektowano trzpień endoprotezy o długości 125 mm oraz wartości kąta szyjkowo-trzpieniowego równej  $138^\circ$ .

Dla opracowanego implantu stawu biodrowego przygotowano modele reprezentujące warstwy cementowe. Dla uproszczenia przyjęto grubości warstwy cementowej równe stałej wartości 2,5 mm zarówno przy panewce, jak i dla płaszcza cementowego przy trzpieniu. Elementy cementowe przedstawiono na rysunku 2.

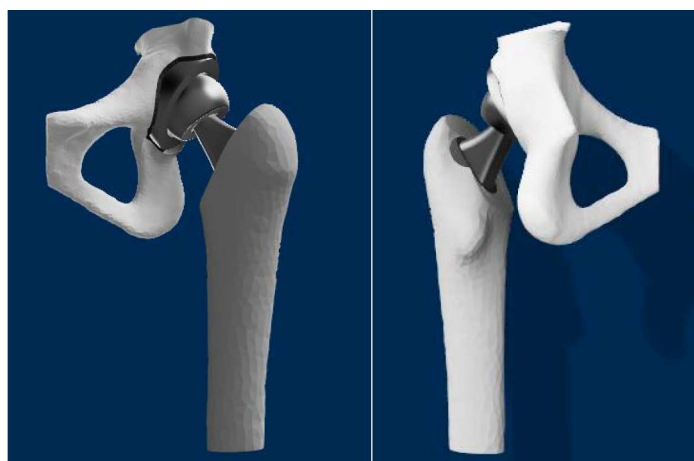
Wszystkie etapy związane z modelowaniem na poziomie brył przeprowadzono w oprogramowaniu *Autodesk Fusion 360*. Model bryłowy sztucznego stawu biodrowego powstały w wyniku złożenia wszystkich zaprojektowanych komponentów przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 1. Modele bryłowe kości udowej korowej i gąbczastej (z lewej) oraz fragmentu kości biodrowej (z prawej) [7]



Rys. 2. Modele bryłowe: płaszcz cementu na trzpień endoprotezy (z lewej) i warstwy cementu przy panewce (z prawej) [7]



Rys. 3. Model bryłowy stawu biodrowego z endoprotezą [7]

## 2.2. Parametry materiałowe

Właściwości materiałowe tkanek przyjęto na podstawie danych literaturowych [5, 6, 10]. Do obliczeń numerycznych założono, że zarówno kość korowa, jak i gąbczasta stanowią jednorodny materiał izotropowy o charakterystyce liniowo-sprężystej. Właściwości tkanki kostnej przedstawiono w tabeli 1.

W przypadku poszczególnych komponentów endoprotezy stawu biodrowego zastosowano połączenie metal-metal. Przyjęto, że trzpień, głowa oraz panewka sztucznego stawu wykonane są ze stopu Co28Cr6Mo, powszechnie stosowanego w endoprotezoplastyce stawów. Właściwości powyższego stopu również przedstawiono w tabeli 1 [8, 9].

**Tabela 1. Wartości parametrów materiałowych tkanki kostnej [5, 6, 10] oraz stopu Co28Cr6Mo [8, 9]**

	Moduł Younga E [MPa]	Współczynnik Poissona $\nu$	Gęstość $\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	Granica plastyczności przy ścisnaniu $R_e$ [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie $R_m$ [MPa]
<b>Kość korowa</b>	16 x 10 <sup>3</sup>	0,3	1,85	162	109
<b>Kość gąbczasta</b>	1 x 10 <sup>3</sup>	0,3	0,9	22	2
<b>Co28Cr6Mo</b>	220 x 10 <sup>3</sup>	0,29	8,29	1586	1793

W pracy [7] przeprowadzono analizę numeryczną dla cementów o nazwach fabrycznych Simplex P, Palamed i Palacos R niemodyfikowanych oraz modyfikowanych ceramiką tlenkową Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> w postaci proszku o różnej granulacji i udziale masowym. Właściwości mechaniczne cementów wybranych dla analizy w niniejszej pracy, różniących się wartościami modułu Younga, co oznaczono pogrubioną czcionką, zestawiono w tabeli 2 [1-3].

**Tabela 2. Właściwości mechaniczne cementów chirurgicznych [1-3]**

Nr wariantu	Rodzaj cementu	Moduł Younga E [MPa]	Współczynnik Poissona $\nu$	Wytrzymałość na ścisnienie $R_c$ [MPa]
<b>1</b>	Palamed	3500	0,29	90
<b>2</b>	Palamed + Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (0,3 $\mu$ m, 4,8% mas.)	<b>3680</b>	0,29	70
<b>3</b>	Palacos R	<b>2741</b>	0,29	75
<b>4</b>	Palacos R + Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (0,3 $\mu$ m, 4,8% mas.)	2932	0,29	72

### 2.3. Model numeryczny i warunki brzegowe symulacji obciążeń

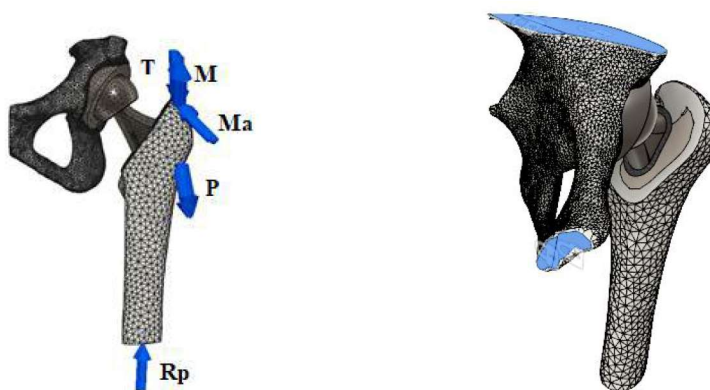
Wygenerowany model numeryczny składał się z 207 239 czworościennych, czterowęzłowych elementów skończonych. W symulacji obciążeń opracowanego modelu numerycznego sztucznego stawu biodrowego wykorzystano dane zawarte w pracy [4], będące wynikiem badań doświadczalnych, w których przy użyciu implantów pomiarowych rejestrowane były czynności wykonywane przez pacjentów po zabiegu alloplastyki stawu biodrowego. Na podstawie danych z implantów pomiarowych wyznaczono siły oddziałujące na staw biodrowy podczas chodu.

W niniejszej pracy wykorzystano dane ujmujące udział sił mięśniowych i reakcji podłoża (%BW) w początkowej fazie podparcia podczas kontaktu pięty z podłożem [4]. Przyjmując, że pacjentem jest osoba o ciężarze 800 N, obliczono wartości sił mięśniowych i reakcji podłoża, które zestawiono w tabeli 3 [7].

**Tabela 3. Wartości sił mięśniowych i reakcji podłoża dla osoby o ciężarze 800 N [7]**

	$F_x$ [N]	$F_y$ [N]	$F_z$ [N]
Mięsień obszerny szeroki <b>P</b>	148	7,2	-743,2
Odwodziciele <b>Ma</b>	-34,4	-464	692
Mięsień naprężacz powięzi szerokiej (część proksymalna) <b>M</b>	-92,8	57,6	105,6
Mięsień naprężacz powięzi szerokiej (część dystalna) <b>T</b>	5,6	4	-152
Siła reakcji podłoża <b>Rp</b>	29,92	-81,92	772,24

Na rysunku 4 przedstawiono lokalizację w modelu numerycznym sił odpowiadających warunkom brzegowym ujętym w tabeli 3. Utwierdzenie kości biodrowej zadano na dwóch powierzchniach, uniemożliwiając obrót całego układu – na wysokości spojenia łonowego oraz powyżej panewki stawu biodrowego.



**Rys. 4. Warunki brzegowe naniesione na numeryczny model sztucznego stawu biodrowego: wektory sił mięśniowych i reakcji podłoża (z lewej) oraz lokalizacja utwierdzenia kości biodrowej (z prawej) [7]**

### 3. WYNIKI BADAŃ

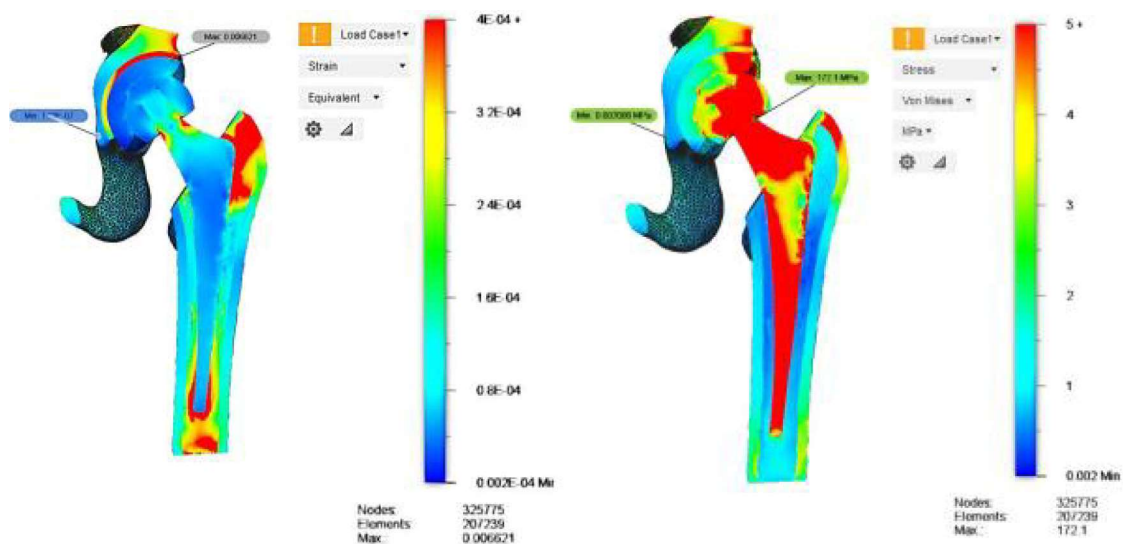
Przy uwzględnieniu warunków brzegowych, ujętych w tabeli 3 oraz na rysunku 4, przeprowadzono symulację numeryczną przy użyciu oprogramowania *Autodesk Fusion 360* w warunkach statycznych obciążeń dla rodzajów cementów przedstawionych w tabeli 2, zastosowanych zarówno na płaszcz trzpienia, jak i na warstwę przy panewce endoprotezy. Wyznaczono rozkłady naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misesa oraz odkształceń wypadkowych we wszystkich komponentach sztucznego stawu biodrowego i w kości. Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych w poszczególnych komponentach zestawiono w tabeli 4, a maksymalne wartości odkształceń w tabeli 5 [7], w których pogrubioną czcionką oznaczono najwyższą uzyskaną wartość danej wielkości w warstwie cementu i kości. Dla wszystkich wariantów symulacji uzyskano zbliżony charakter rozkładu naprężeń i odkształceń w poszczególnych komponentach sztucznego stawu biodrowego. Zaobserwowano jednakże różnice w wartościach maksymalnych naprężeń i odkształceń (tab. 4 i 5).

Na przykładowej mapie rozkładu naprężeń zredukowanych (rys. 5) widoczna jest koncentracja naprężeń w szyjce trzpienia endoprotezy, która wystąpiła dla wszystkich wariantów cementu. W przypadku kości udowej koncentracja naprężeń w warstwie korowej wystąpiła w obszarze oddziaływania sił mięśniowych oraz w mniejszym stopniu w części dystalnej, na pograniczu z warstwą gąbczastą. W kości gąbczastej obszar występowania

największych naprężeń zredukowanych również obejmuje okolice krętarza większego oraz część dystalną modelu kości. Rozkład naprężeń w płaszczu cementu obejmującego trzpień wskazuje na największe naprężenia w obszarze zaokrąglonego szczytu trzpienia. W części dystalnej płaszczu cementowego, na pograniczu z kością gąbczastą, widoczna jest różnica występujących naprężeń – większe wartości przejmowane są przez cement chirurgiczny. Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych w warstwie cementu obejmującego panewkę kości biodrowej, zarejestrowano w jej górnej części we wszystkich wariantach symulacji.

Na rysunku 5 przedstawiono również rozkład odkształceń wypadkowych w przekroju modelu dla przykładowego wariantu symulacji. Obszar występowania maksymalnej wypadkowej odkształceń znajdował się na granicy cementu i metalowej panewki, w górnej części modelu implantu. Ponadto większe wartości odkształceń zarejestrowano w szyjce trzpienia endoprotezy, fragmencie krętarza większego – zarówno w warstwie kości korowej, jak i gąbczastej, a także w części proksymalnej płaszczu cementu graniczącego z tym obszarem oraz w kości biodrowej powyżej panewki, blisko obszaru zastosowanego utwierdzenia.

Zaobserwowany rozkład naprężeń i odkształceń w cemencie może być przyczyną wykruszania się warstwy cementu w okolicy krętarza większego, gdzie występują naprężenia rozciągające od zginania, pęknięcia cementu w okolicy końca trzpienia na skutek zapadania się trzpienia w osłonie cementowej, a także obłuzowania panewki [1-2].



**Rys. 5. Przekrój modelu sztucznego stawu biodrowego, wariant symulacji nr 1, skala zawężona: rozkład naprężeń zredukowanych (z lewej), rozkład odkształceń wypadkowych (z prawej) [7]**

O przekazywaniu obciążeń do kości przez cement chirurgiczny decyduje w głównej mierze jego moduł sprężystości  $E$  (tab. 2). Zaobserwowano, że cement o najwyższym module sprężystości  $E$  (wariant nr 2 – Palamed modyfikowany  $Al_2O_3$ ) przejmuje w większym stopniu obciążenia, powodując, że naprężenia w kości są niższe (tab. 4). Zastosowanie cementu o najniższym module sprężystości  $E$  (wariant nr 3 – Palacos R niemodyfikowany) powoduje, że naprężenia w większym stopniu przejmowane są przez kości (tab. 4) oraz co za tym idzie, zwiększone są odkształcenia w kości oraz w cemencie (tab. 5). Odmienny od naturalnego rozkład naprężeń w kości polegający na niedociążeniu kości powoduje lokalne zmiany demineralizacyjne, których morfologicznym objawem jest stopniowy zanik tkanki kostnej. Przejmowanie obciążeń przez kości może być zatem korzystne, gdyż może zapobiegać procesowi osteoporozy wtórnej, ale zbyt duże lokalne odkształcenie kości, a także cementu, który wykazuje skłonność do pęcznienia, może przyspieszać obłuzowanie endoprotezy [1-2].

Tabela 4. Wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych w komponentach sztucznego stawu biodrowego [7]

Wariant cementu	1	2	3	4
<b>Naprężenia zredukowane [MPa]</b>				
Kość biodrowa	14,20	14,17	<b>14,31</b>	14,28
Kość udowa gąbczasta	3,208	3,193	<b>3,256</b>	3,247
Kość udowa korowa	14,13	14,13	14,13	14,13
Warstwa cementu - panewka	15,60	<b>15,74</b>	14,87	15,08
Warstwa cementu - trzpień	4,805	<b>4,873</b>	4,473	4,564
Panewka	24,03	24,15	23,54	23,67
Głowa endoprotezy	109,0	108,9	109,3	109,2
Trzpień endoprotezy	171,6	171,4	172,1	172,0

Tabela 5. Wartości maksymalnych odkształceń wypadkowych w komponentach sztucznego stawu biodrowego [7]

Wariant cementu	1	2	3	4
<b>Odształcenia [1]</b>				
Kość biodrowa	8,971e-4	8,944e-4	<b>9,102e-4</b>	9,065e-4
Kość udowa gąbczasta	1,847e-3	1,840e-3	<b>1,866e-3</b>	1,863e-3
Kość udowa korowa	1,226e-3	1,226e-3	<b>1,227e-3</b>	1,227e-3
Warstwa cementu - panewka	5,465e-3	5,246e-3	<b>6,656e-3</b>	6,306e-3
Warstwa cementu - trzpień	2,185e-3	2,107e-3	<b>2,607e-3</b>	2,484e-3
Panewka	1,413e-4	1,418e-4	1,385e-4	1,393e-4
Głowa endoprotezy	6,948e-4	6,942e-4	6,973e-4	6,967e-4
Trzpień endoprotezy	1,276e-3	1,275e-3	1,281e-3	1,280e-3

#### 4. PODSUMOWANIE

Dzięki wykorzystaniu specjalistycznych narzędzi komputerowych możliwe jest przeprowadzenie diagnostyki zachowania się danego układu biomechanicznego w warunkach obciążeń eksploatacyjnych, co ma szczególne znaczenie przy doborze spersonalizowanych implantów. W przypadku przeprowadzania endoprotezoplastyk stawów u osób w podeszłym wieku, kiedy do zakotwiczenia implantu stosuje się cement, poprzez zmianę właściwości mechanicznych cementu chirurgicznego można sterować wartościami naprężeń i odkształceń w poszczególnych obszarach zmienionego chorobowo stawu, tak aby zmniejszyć ryzyko powikłań oraz zachować optymalną pracę operowanego stawu.

## LITERATURA

- [1] Balin A.: Cementy w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2016.
- [2] Balin A.: Materiałowo uwarunkowane procesy adaptacyjne i trwałość cementów stosowanych w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.
- [3] Balin A., Myalski J., Pucka G., Toborek J.: Wpływ domieszki materiału ceramicznego na właściwości fizykochemiczne cementu chirurgicznego. *Polimery*, 51, nr 11-12, 2006, s. 852-858.
- [4] Bergmann G.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, no 34, 2001, p. 859-871.
- [5] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [6] Crone R., Schuster P.: An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element. SAE Technical Paper, 2006, 2006-01-0064.
- [7] Jarosz A.: Wpływ właściwości mechanicznych cementu chirurgicznego na rozkład naprężeń i odkształceń w modelu biomechanicznym sztucznego stawu biodrowego. Praca dyplomowa magisterska, Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Zabrze 2018.
- [8] Marciniak M.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013.
- [9] Marciniak M.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [10] Murphy W., Black J., Hastings G.: *Handbook of Biomaterial Properties*. 2nd Edition, Springer, New York 2016.
- [11] Nałęcz M. (red.): *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Biomateriały*. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003.
- [12] Standard ISO 5833:2002. *Implants for surgery – Acrylic resin cements*.
- [13] Realizacja świadczeń endoprotezoplastyki stawowej w 2016 r., Centralna Baza Endoprotezoplastyk Narodowego Funduszu Zdrowia (CBE) [dostęp: 02.12.2018 r.] [http://nfz.gov.pl/download/gfx/nfz/pl/defaultstronaopisowa/349/34/1/cbe\\_za\\_2016.pdf](http://nfz.gov.pl/download/gfx/nfz/pl/defaultstronaopisowa/349/34/1/cbe_za_2016.pdf)

## ANALYSIS OF THE STRESS AND DEFORMATION DISTRIBUTION IN THE MODEL OF HIP CEMENTED ARTHROPLASTY AFTER THE TREATMENT

**Abstract:** In this work it has been conducted the analysis of the stresses and deformation distribution in the biomechanical structure formed after surgery Hip Arthroplasty Cemented. For this purpose it has been developed a numerical model of an artificial hip joint. By means of finite element method (FEM), the static simulation of the implant-bone tissue structure, in the load conditions reflecting the incipient support gait, has been carried. It has been considered the change of the mechanical properties of the surgical cement based on the PMMA.