

**Anna M. RYNIWICZ\***, **Tomasz MADEJ\*\***

**ANALIZA STANU BIOMECHANICZNEGO  
W STAWIE BIODROWYM PO CAŁKOWITEJ  
ALLOPLASTYCE Z RÓŻNYMI WARIANTAMI  
ENDOPROTEZ BEZCEMENTOWYCH**

**THE ANALYSIS OF BIOMECHANICAL STATE IN A HIP  
JOINT AFTER COMPLETE ALLOPLASTICS WITH  
DIFFERENT VARIANT OF CEMENTLESS  
ENDOPROSTHESIS**

**Słowa kluczowe:**

staw biodrowy, endoprotezy bezcementowe, analiza, naprężenia, przemieszczenia

**Key words:**

hip joint, cementless endoprosthesis, analysis, stresses, translations

---

\* Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Al. M. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, e-mail: anna@ryniewicz.pl.

\*\* Uniwersytet Jagielloński – Collegium Medicum, Wydział Lekarski, Katedra Protetyki, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków.

## Streszczenie

W opracowaniu wykonano modelowanie i symulacje rozkładów naprężeń i przemieszczeń w aplikacjach z bezcementowymi endoprotezami stawu biodrowego. Analizie poddano biołożyska z panewkami o strukturze warstwowej wykonane z polietylenu wysokocząsteczkowego oraz korundu i polietylenu wysokocząsteczkowego, z zewnętrznymi obejmami z tytanu. We wszystkich endoprotezach głowy były korundowe, a trzpienie tytanowe. Endoprotezy osadzano wirtualnie, w odwzorowanych na podstawie tomografii komputerowej strukturach kostnych. Dla zamodelowanych geometrycznie obiektów badań dokonano analizy wytrzymałościowej z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Wyniki badań pozwoliły porównać rozwiązania konstrukcyjne endoprotez oraz ocenić charakter oddziaływania sztucznego stawu na otaczające tkanki kostne w warunkach indywidualnego pacjenta.

## WPROWADZENIE

Na obecnym poziomie rozwoju endoprotezoplastyki, przy olbrzymiej ilości rozwiązań konstrukcyjno-materiałowych endoprotez można postawić pytanie – Co decyduje o niepowodzeniu leczenia? Jak ocenić dostępne rozwiązania przed koniecznym zabiegiem implantacyjnym? Jak odpowiedzieć na pytanie, które rozwiązanie w warunkach indywidualnego pacjenta jest optymalne? Czy „lepszą” jest endoproteza stawu biodrowego o głowie wykonanej z  $Al_2O_3$  współpracująca z panewką polietylenową, czy głowa i panewka wykonane z ceramicznych, twardych materiałów, np. z  $Al_2O_3$  lub  $ZrO_2$  – pary bardzo odporne na zużycie w warunkach artykulacji, ale wytrzymałościowo sztywne.

W opracowaniu przedstawiono analizę kontaktu biomechanicznego pomiędzy implantem a tkanką kością oraz w strefie współpracy elementów endoprotezy, która została dobrana i może być wirtualnie oceniona w warunkach pacjenta.

## CEL PRACY

Zabieg alloplastyki stawu biodrowego, poprzez wprowadzenie określonej zamiennej głowy na trzpieniu i panewki, zmienia całkowicie warunki współpracy charakterystyczne dla biologicznej, prawidłowej pary [L. 8]. Występuje upośledzenie biosmarowania, zaburzenie relacji naprężeń

i przemieszczeń w biołożysku wynikające z odmiennego oddziaływania elementów endoprotezy na otaczające tkanki oraz zachodzą procesy zużycia materiałów stosowanych na elementy ruchowe [L. 9].

Celem pracy była analiza wpływu stosowanych rozwiązań bezcementowych endoprotez stawu biodrowego na warunki przeniesienia obciążeń przez konstrukcję biołożyska oraz na rozkłady naprężeń i przemieszczeń w otaczających strukturach kostnych.

Analiza rozprzestrzeniania się naprężeń i przemieszczeń w strefie kontaktu głowy i panewki, w konstrukcji sztucznego łożyska oraz strukturach bliższego końca kości udowej i części panewkowej kości miednicznej, może wskazywać na przyczyny obłuzowań wynikające z parametrów konstrukcyjno-materiałowych endoprotezy.

Poprawa tribologicznej współpracy zastosowanej pary łożyskowej, a szczególnie obniżenie zużycia i zmniejszenie generowania produktów zużycia może wpływać na warunki artykulacji endoprotezy i długość jej „przeżycia” w organizmie [L. 5].

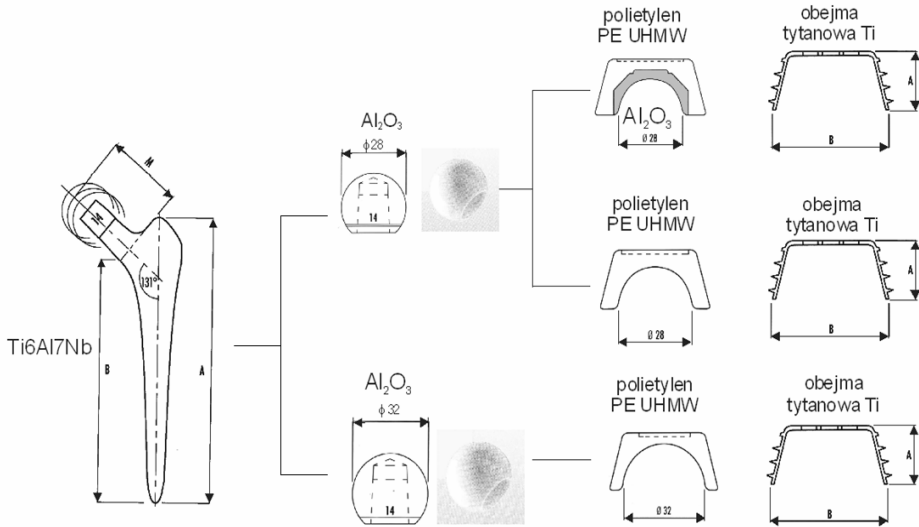
## MATERIAŁ I METODA

Materiałem do analizy były wybrane bezcementowe endoprotezy stawu biodrowego (**Rys. 1**) o następujących konfiguracjach materiałowych:

- trzpienie wykonane ze stopu tytanowego,
- głowy z korundu,
- panewki dwuwarstwowe: polietylen wysokocząsteczkowy–titan,
- panewki trójwarstwowe: korund–polietylen wysokocząsteczkowy–titan.

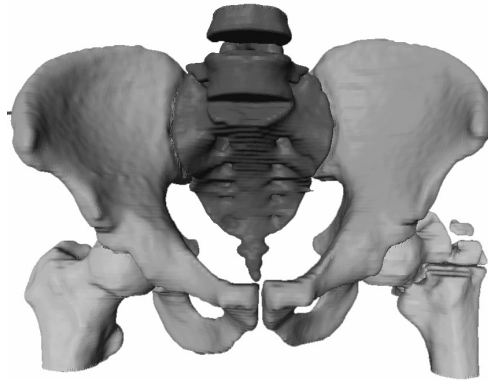
Metoda modelowania i symulacji obejmowała [L. 11]:

- modelowanie 3D geometrii endoprotez o różnych rozwiązaniach konstrukcyjnych,
- odwzorowanie wirtualne (**Rys. 2**) przestrzennego anatomicznego układu kostno-stawowego pacjenta: lędźwiowy odcinek kręgosłupa, obręcz miednicy, stawy biodrowe oraz bliższe części kości udowych – na podstawie diagnostyki tomograficznej (CT) i programów do analizy obrazów i rekonstrukcji,
- wirtualne osadzenie endoprotezy w strukturach kostnych pacjenta, pozycjonowanej zgodnie z warunkami anatomicznymi,
- wykorzystanie metody elementów skończonych do analizy biomechanicznej bryłowego modelu badawczego (**Rys. 3**).



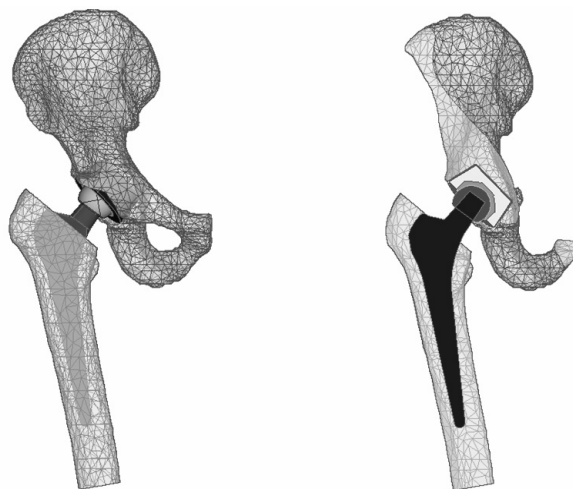
**Rys. 1. Zestawienie konfiguracji endoprotez bezcementowych wytypowanych do badań**

Fig. 1. The combination of cementless endoprosthesis configuration selected to the research



**Rys. 2. Przestrzenny model rzeczywistych struktur kostnych indywidualnego pacjenta (m. l. 56) uzyskany na podstawie diagnostyki CT i rekonstrukcji w programie Amira 3.2**

Fig. 2. The tree-dimensional model of real bone structures of an individual patient (m. l. 56) obtained on the basis of computer tomography diagnostics in the Amira 3.2 application



**Rys. 3. Zamodelowana bezcementowa endoprotza stawu biodrowego osadzona wirtualnie w tkance kostnej końca bliższego kości udowej i w kości miednicznej w programie NE/Nastran V8.3**

Fig. 3. The cementless endoprosthesis of hip joint virtually set in femoral bone of the nearer end of the hip bone and in pelvis bone tissue in program NE/Nastran V8.3

**Tabela 1. Wytrzymałościowe parametry materiałowe [L. 3, 6]**

Table 1. Resistance parameters of materials [L. 3, 6]

Material	Parametry materiałowe	Moduł sprężystości wzdłużnej E, GPa	Współczynnik Poissona
Kość korowa		5 – 22*	0,2 – 0,4*
Kość gąbczasta		0,1 – 5**	0,2 – 0,46**
Polietylen wysokocząsteczkowy <i>Sulene<sup>®</sup>-PE, ISO 5834-1/2</i> <i>ASTM F 648</i>		1,2	0,4
Tytan <i>Protasul<sup>®</sup>-Ti, ISO 5832-2</i>		110	0,3
Stop tytanowy Ti6Al7Nb <i>Protasul<sup>®</sup> 100, ISO 5832-11</i> <i>ASTM F 1295</i>		115	0,3
Ceramika korundowa Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <i>BioloX</i> <i>A<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Keramik, ISO 6474</i>		410	0,21 – 0,27

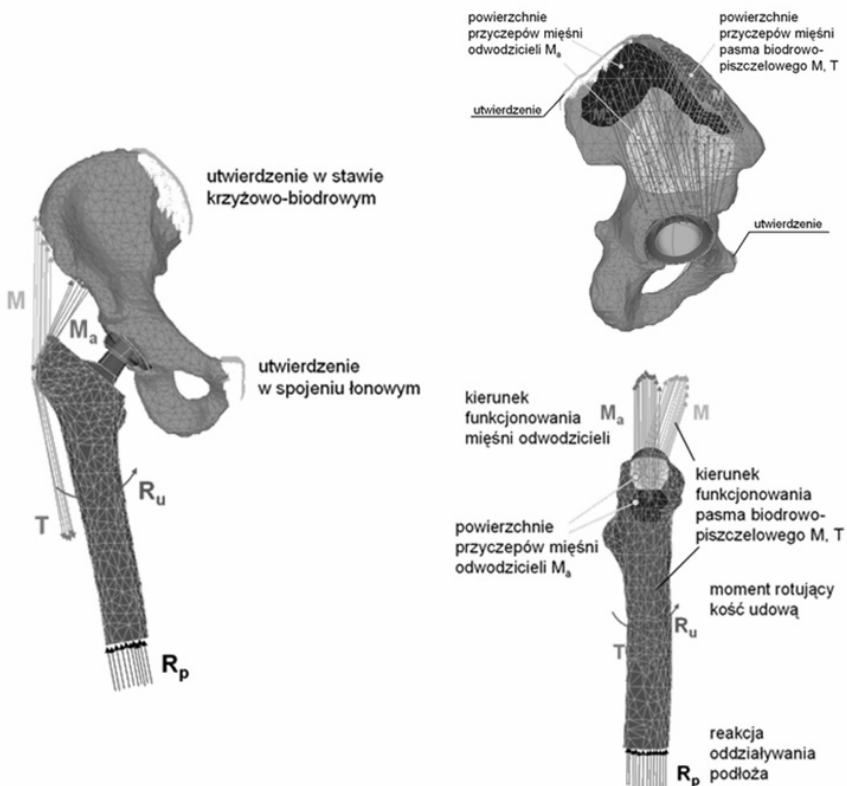
\* – w obliczeniach numerycznych przyjęto dla kości korowej E = 16,8 GPa, ν = 0,29

\*\* – w obliczeniach numerycznych przyjęto dla kości gąbczastej E = 3,1 GPa, ν = 0,46

W analizie uwzględniono parametry wytrzymałościowe rozważanych struktur (**Tab. 1**).

Warunki brzegowe dla różnych wariantów endoprotez ustalono w następujący sposób:

- na strukturę kostną kości miednicznej zadano utwierdzenia: w spojeniu łonowym oraz w stawie krzyżowo-biodrowym (**Rys. 4**), odbierając węzłom wszystkie stopnie swobody i określając jej położenie przez usytuowanie obręczy miednicy,
- na strefę implantacji sztucznego stawu biodrowego zadano przestrzennie złożone, quasi-statyczne obciążenie [**L. 1, 2, 3**] (**Rys. 4**) w warunkach stania obunożnego. Uwzględniono ciężar ciała  $P$ , reakcję podłoża  $R_p$ , oddziaływanie mięśni odwodzicieli  $M_a$ , oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego  $M, T$  oraz moment rotujący kość udową  $R_u$ .



**Rys. 4. Warunki obciążeń i utwierdzeń modeli numerycznych**

Fig. 4. The conditions of loads and constraints of numerical models

- w strefie tribologicznej współpracy panewki i głowy zamodelowano kontakt z możliwością ruchu głowy względem panewki. Współczynniki tarcia [L. 9, 10]:  $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{Al}_2\text{O}_3$ , wyznaczono w badaniach testowych [L. 3, 4] i przyjęto dla pary  $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$  współczynnik tarcia statycznego  $\mu_{s1} = 0,3$  i tarcia kinetycznego:  $\mu_1 = 0,05$ ; a dla pary  $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{Al}_2\text{O}_3$ :  $\mu_{s2} = 0,1$  i  $\mu_2 = 0,01$ , [L. 7].
- założono izotropowe właściwości tkanki kostnej budującej kość udową i kość miedniczną,

Wykorzystanie programów do analizy i rekonstrukcji przestrzennej obrazu (*Amira*), programów do geometrii bryłowej oraz liczących MES (*FEMAP* i *NE/Nastran*) w warunkach implantacji endoprotez stanowi bardzo wygodne narzędzie optymalnego doboru, ponieważ w trakcie realizacji wirtualnych procedur aplikacji endoprotezy zostaje zachowany układ geometryczny struktur anatomicznych pacjenta, a zatem jest możliwość pozycjonowania implantu w obiektywnej przestrzeni geometrycznej. Można również prowadzić wirtualną separację struktur anatomicznych, rozsuniecie do aplikacji, a następnie powrót do układu oddającego rzeczywiste relacje geometryczne.

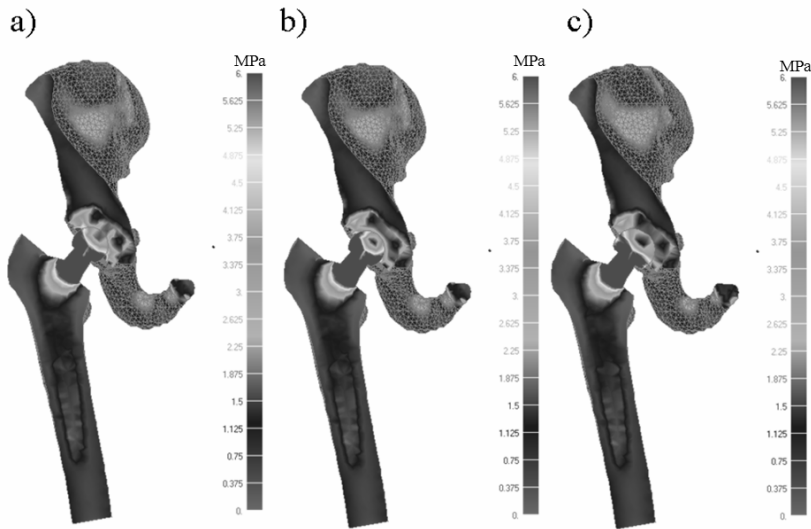
## WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA

Po dokonaniu dyskretyzacji obiektów, narzuceniu warunków brzegowych, zadano zmieniające się statycznie obciążenia. Wyznaczono rozkłady naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (HMH) i przemieszczeń wypadkowych dla rozpatrywanych struktur.

Na **Rysunku 5** przedstawiono rozkłady naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych w różnych kombinacjach materiałowych i geometrycznych panewek.

We wszystkich trzech rozpatrywanych przypadkach (**Rys. 5**) wystąpiła lokalizacja naprężeń maksymalnych o wartościach 8 MPa w strefie głowy, szyjki i górnej części trzpienia. Naprężenia w dalszej objętości trzpienia tych endoprotez miały podobne rozkłady i wartości. W końcowej części trzpienia naprężenia o wartościach 1,8 MPa, a w części środkowej naprężenia o wartościach 1,2 MPa.

W bezpośrednim kontakcie tytanowych trzpieni z kością udową, we wszystkich trzech przypadkach, występowały naprężenia o wartościach 1,2–1,8 MPa. Była to sytuacja korzystna, gdyż takie wartości naprężeń nie powodowały zjawiska *stress shielding*, a sprzyjały osteointegracji.

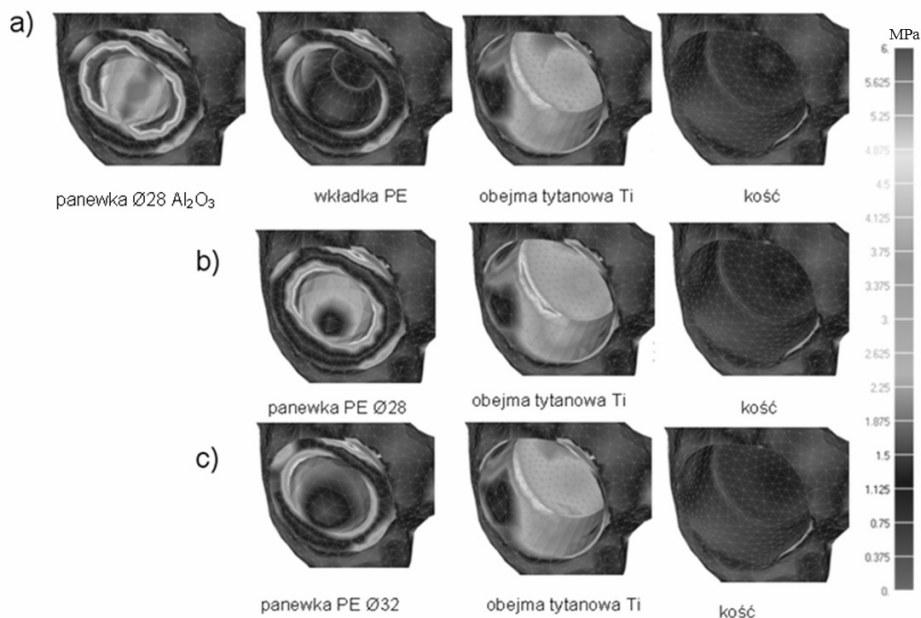


**Rys. 5.** Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych w przekrojach pionowych, w endoprotezach z głowami z  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o różnej średnicy skojarzonych z wariantowymi rozwiązaniami panewek: a) głowa o średnicy  $\text{Ø}28$  mm – panewka trójwarstwowa  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti, b) głowa o średnicy  $\text{Ø}28$  mm – panewka dwuwarstwowa PE-Ti, c) głowa o średnicy  $\text{Ø}32$  mm – panewka dwuwarstwowa PE-Ti

Fig. 5. The maps of distribution of stresses reduced in vertical sections in endoprosthesis with  $\text{Al}_2\text{O}_3$  heads of different diameter mated with variant collection of cups: a) head at diameter  $\text{Ø}28$  mm – three-layered  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti, b) head at diameter  $\text{Ø}28$  mm – two-layered PE-Ti, c) head at diameter  $\text{Ø}32$  mm – two-layered PE-Ti

W przypadku endoprotezy z trójwarstwową panewką (**Rys. 5a**) zasięg naprężeń maksymalnych w głowie był mniejszy niż w endoprotezie z panewką dwuwarstwową (**Rys. 5b**). W trójwarstwowej panewce (**Rys. 5a, 6a**) stwierdzono strefę koncentracji naprężeń maksymalnych w warstwie korundowej. Naprężenia w kolejnej, polietylenowej warstwie miały znacznie mniejsze wartości niż w przypadku panewki dwuwarstwowej (**Rys. 5b, 6b**). W kości miednicznej następował dalszy spadek naprężeń do wartości 3 MPa. Należy podkreślić, że korund, w zakresie parametrów wytrzymałościowych i tribologicznych, jest materiałem o nieporównywalnie większej odporności niż polietylen wysokocząsteczkowy. Większe wartości nacisków w skojarzeniu korund–korund będą miały mniej destrukcyjne działanie na konstrukcję endoprotezy niż mniejsze wartości nacisków w skojarzeniu korund–polietylen.





**Rys. 6.** Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych na granicach poszczególnych warstw komponenty panewkowej w endoprotezach z głowami z  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o różnej średnicy skojarzonych z wariantowymi rozwiązaniami panewek: a) głowa o średnicy  $\text{Ø}28$  mm – panewka trójwarstwowa  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti, b) głowa o średnicy  $\text{Ø}28$  mm – panewka dwuwarstwowa PE-Ti c) głowa o średnicy  $\text{Ø}32$  mm – panewka dwuwarstwowa PE-Ti

Fig. 6. The maps of distribution of stresses reduced on boundaries of separate layers of cup components in endoprosthesis with  $\text{Al}_2\text{O}_3$  heads about different diameter mated with variant collection of cups a) head at diameter  $\text{Ø}28$  mm – three-layered  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti, b) head at diameter  $\text{Ø}28$  mm – two-layered PE-Ti, c) head at diameter  $\text{Ø}32$  mm – two-layered PE-Ti

W endoprotezach ( $\text{Ø}28$  mm i  $\text{Ø}32$  mm) z panewkami właściwymi z polietylenu (**Rys. 5b, c**) stwierdzono charakterystyczne strefy koncentracji naprężeń maksymalnych w obszarze górnej i dolnej części panewki (w dachu i dole panewki). Ponadto na **Rysunku 5b, c** widoczne były charakterystyczne dla endoprotez z panewkami właściwymi z polietylenu obszary koncentracji naprężeń maksymalnych obejmujące warstwę polietylenu i obejmę tytanową. W przypadku głowy  $\text{Ø}32$  mm (**Rys. 5c, 6c**) skojarzonej z panewką właściwą z polietylenu zasięg i wartości naprężeń w panewce były mniejsze niż dla głowy  $\text{Ø}28$  mm (**Rys. 5b, 6b**). Taka sytuacja wynikała ze wzrostu powierzchni kontaktu głowa-panewka.

Na **Rysunku 6** dla wszystkich rozpatrywanych przypadków występowały strefy spiętrzenia naprężeń maksymalnych na brzegu łoża kostnego – w rejonie, gdzie ze względu na warunki anatomiczne nie nastąpiło przekrycie panewek przez struktury kostne.

**Rysunek 6** przedstawia mapy rozkładów naprężeń na granicach poszczególnych warstw panewek modułowych oraz w obszarze kontaktu obejmującej strukturę kości miednicznej.

W panewkach dwuwarstwowych (**Rys. 6b, c**), w panewce właściwej wykonanej z PE występował asymetryczny owalny rozkład naprężeń w strefie ruchowej, ale o znacznie mniejszej koncentracji niż w przypadku panewki trójwarstwowej (**Rys. 6a**). Maksymalne naprężenia w panewkach dwuwarstwowych w tym obszarze wynosiły 5,5 MPa dla panewki o średnicy wewnętrznej  $\varnothing 28$  mm oraz 4 MPa dla panewki o średnicy  $\varnothing 32$  mm. Dla panewki trójwarstwowej w strefie ruchowej maksymalne naprężenia wynosiły 8 MPa.

Dla panewki właściwej z PE o średnicy wewnętrznej  $\varnothing 28$  mm charakterystyczny był wzrost naprężeń w strefie kontaktu tytanowej obejmującej kość w stosunku do naprężeń w panewce właściwej z  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o średnicy  $\varnothing 28$  mm (**Rys. 6a, b**). We wszystkich analizowanych obiektach badań (**Rys. 6**) rozkłady naprężeń w strefie kostnej były bardzo podobne i obejmowały zakres od  $0,5 \div 1$  MPa. Naprężenia były zatem przenoszone na struktury kostne, co mogło umożliwiać proces remodelingu i osteointegracji.

Na **Rysunku 7** przedstawiono rozkłady przemieszczeń wypadkowych w różnych kombinacjach materiałowych i geometrycznych panewek.

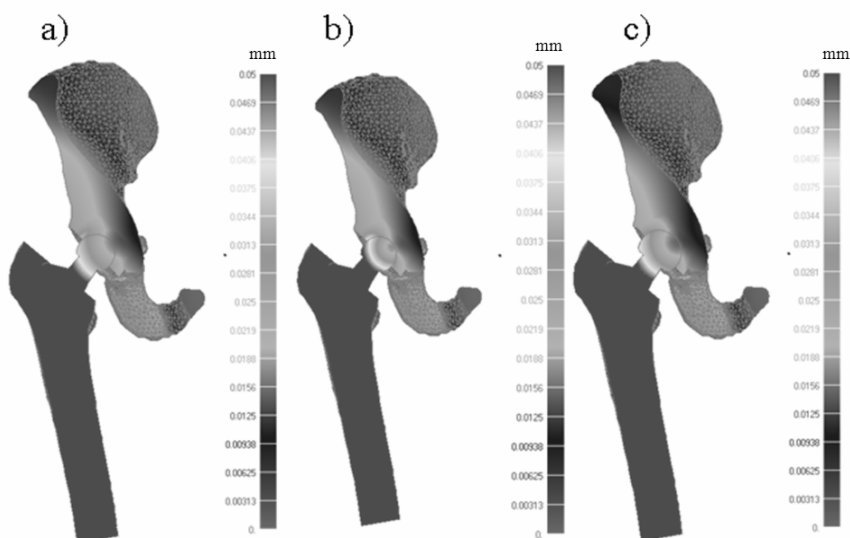
Największy wzrost przemieszczeń w strefie współpracy ruchowej występował w przypadku skojarzenia twardej głowy z polietylenową panewką  $\varnothing 28$  mm (**Rys. 7b**). W przypadku zastosowania polietylenowej panewki o zwiększonej średnicy  $\varnothing 32$  mm (**Rys. 7c**) następował spadek przemieszczeń porównywalny z rozkładem w endoprotezie z korundową głową i panewką o średnicy  $\varnothing 28$  mm (**Rys. 7a**).

W rozwiązaniach konstrukcyjnych endoprotez: twarda, korundowa głowa współpracująca z dwuwarstwową panewką: polietylen–tytan – występowało tłumienie przemieszczeń w strukturze polietylenu. W warunkach eksploatacji skutkiem tego zjawiska jest proces plastycznej deformacji i owalizacji polietylenu.

W panewkach o budowie trójwarstwowej uzyskano lokalizację naprężeń maksymalnych w strefie głowy i trzpienia endoprotezy z nie-

znacznym przechodzeniem naprężeń maksymalnych do pierwszej warstwy panewki. Można zauważyć, że jest to układ sprzyjający współpracy tribologicznej głowy i panewki – nie będzie powodował przyspieszonego zużycia w porównaniu z rozwiązaniami z panewką dwuwarstwową.

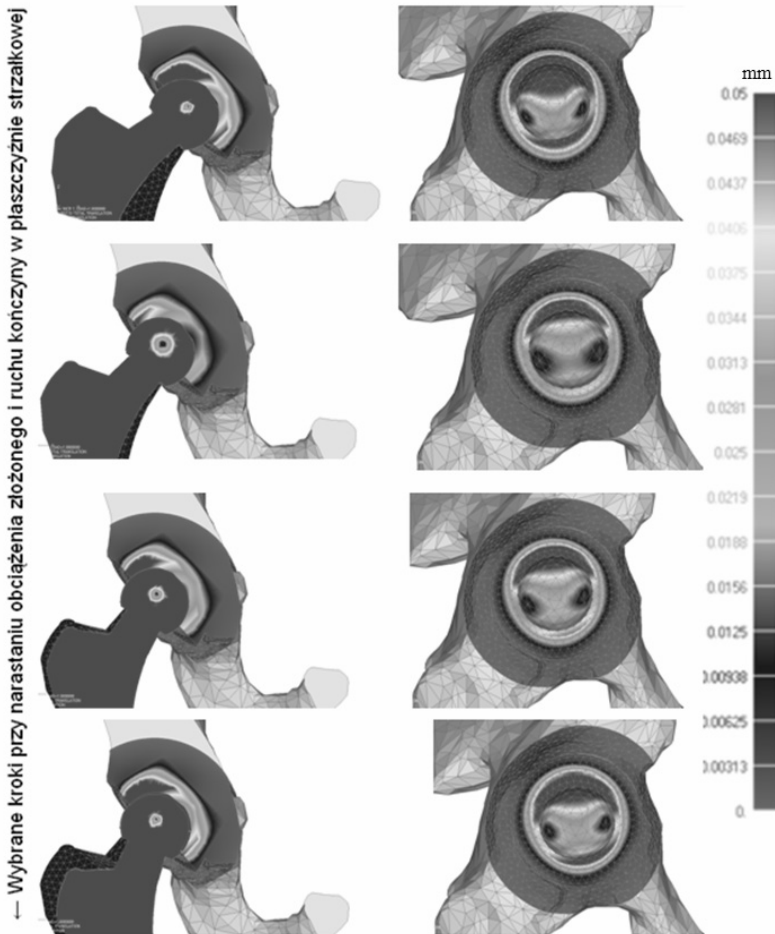
Nowe rozwiązania konstrukcyjne poprzez zastosowanie trójwarstwowej budowy panewek ze współpracą tribologiczną: twarda głowa – twarda panewka zmniejszyły asymetrię przemieszczeń w strefie mocowania panewki.



**Rys. 7. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych w przekrojach pionowych, w endoprotezach z głowami  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o różnej średnicy skojarzonych z wariantowymi rozwiązaniami panewek: a) głowa o średnicy  $\text{Ø}28$  mm – panewka trójwarstwowa  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti, b) głowa o średnicy  $\text{Ø}28$  mm – panewka dwuwarstwowa PE-Ti, c) głowa o średnicy  $\text{Ø}32$  mm – panewka dwuwarstwowa PE-Ti**

**Fig. 7. The maps of distribution of resultant displacements in vertical sections in endoprosthesis with  $\text{Al}_2\text{O}_3$  heads of different diameter mated with variant collection of cups: a) head at diameter  $\text{Ø}28$  mm – three-layered  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti, b) head at diameter  $\text{Ø}28$  mm – two-layered PE-Ti, c) head at diameter  $\text{Ø}32$  mm – two-layered PE-Ti**

Należy zwrócić uwagę, że zbyt daleko posunięte przeszywnienie układu głowa – panewka może mieć również niekorzystny wpływ na podatność kostnej strefy implantacji, gdyż w przypadku obniżenia gęstości i wytrzymałości struktur kostnych pacjenta (podeszły wiek lub osteoporoza) może powodować przekroczenie progu fizjologicznej wydolności tkanek.



**Rys. 8.** Mapy rozkładów przemieszczeń wypadkowych i deformacji w warunkach narastającego obciążenia, dla panewki trójwarstwowej z korundem, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o średnicy  $\text{Ø}28$  mm osadzonej na trzpieniu  $\text{Ti6Al7Nb}$  i trójwarstwowej panewki  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na głowę endoprotezy, c) widoki na panewkę od strony kontaktu z głową

**Fig. 8.** The maps of distribution of resultant displacements and deformations in conditions of increasing load for tree-layered cups with corundum, obtained in non-linear analysis. The endoprosthesis consists of  $\text{Al}_2\text{O}_3$  head at  $\text{Ø}28$  mm seated on  $\text{Ti6Al7Nb}$  stem and three-layered cup  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -PE-Ti. The following visualizations present: a) selected longitudinal sections through endoprosthesis and bone structures, b) the views on the head of endoprosthesis in the same phases, c) the views on cup from contact side with head

Dla dokładniejszej analizy przemieszczeń symulację przeprowadzono przy kolejno wzrastających obciążeniach złożonych, z równoczesnym zagęszczeniem siatki elementów skończonych.

Na **Rysunku 8** przedstawiono rozkłady przemieszczeń wypadkowych i deformacji dla endoprotezy: trzpień Ti6Al7Nb, głowa z  $Al_2O_3$ , – trójwarstwowa panewka  $Al_2O_3$ -PE-Ti w warunkach zmiany położenia środka ciężkości ciała człowieka wynikającego z lokomocji.

W przypadku trójwarstwowej panewki z korundem maksymalne przemieszczenia o wartościach 0,02 mm były zlokalizowane w dachu i dole panewki. W warstwie polietylenu następowało tłumienie przemieszczeń. Nie wydostawały się one poza obszar tytanowej obejmy. W warunkach obciążeń fizjologicznych strefa kontaktu: endoproteza–łóże kostne pozbawiona była mikroprzemieszczeń.

Własności przeciwzużyciowe materiałów wchodzących w bezpośredni kontakt tribologiczny mogą znacznie wydłużyć żywotność całego implantu. Ocena tribologicznego zużycia endoprotez jest związana na pewno z charakterem przeniesienia obciążeń w kontakcie głowy i panewki. Zapewnienie podatności połączenia ślizgowego (zbliżonego do struktur naturalnych) przy równoczesnej odporności na zużycie abrazyjne (attration) jest najbardziej preferowanym rozwiązaniem. Na pewno gorszym wariantem w aspekcie tribologicznym będzie zapewnienie podatności wytrzymałościowej z równoczesnym występowaniem zużycia abrazyjnego (zużycie w obecności dodatkowego materiału, np. pochodzącego ze ścierania).

Należy zdawać sobie sprawę, że w przypadku endoprotez występuje jeszcze trzeci rodzaj zużycia – zużycie erozyjne o charakterze fizycznym i chemicznym. Przesięk tkankowy dostaje się w obszar współpracy głowy i panewki. Powoduje on chemiczne oddziaływanie na biomateriały i rozluźnienie strefy warstwy wierzchniej. Równocześnie występuje erozja fizyczna, w wyniku której przesącz tkankowy w warunkach przenoszenia obciążeń będzie powodował rozklinowywanie nierówności powierzchni w warstwie wierzchniej głowy lub panewki.

## WNIOSKI

1. Opracowana procedura budowy kompleksowych modeli odwzorowujących strukturę biologiczną w oparciu o rekonstrukcję przestrzenną na podstawie CT oraz pozycjonowany wirtualnie implant może stanowić użyteczne ogniwo systemu doboru endoprotezy na potrzeby indywidualnego pacjenta.

2. Aplikacja modeli badawczych do programów liczących pozwala na przeprowadzenie analizy naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych w strukturach endoprotez oraz części bliższej kości udowej i kości miedniczej.
3. Analiza stanu biomechanicznego w stawie biodrowym po całkowitej alloplastyce umożliwia porównanie i ocenę rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez, pozwala ocenić charakter oddziaływania sztucznego stawu na otaczające tkanki kostne i wyznaczyć strefy przeciążenia lub braku kompresji.
4. W przeprowadzonych obliczeniach i symulacjach stwierdzono, że parametry wytrzymałościowe materiałów konstrukcyjnych endoprotez dalekie były od stanu wyężenia. W strukturach kostnych nie obserwowano stref *stress shielding* ani fizjologicznego przeciążenia tkanek.
5. W trójwarstwowych panewkach obserwowano korzystniejszy stan biomechaniczny przy przekazywaniu naprężeń w kolejnych warstwach, w porównaniu z panewkami dwuwarstwowymi. Koncentracja naprężeń o największych wartościach występowała w korundowej głowie i korundowej panewce właściwej. Spadek wartości naprężeń następował w warstwie polietylenu, a w strefie kontaktu tytanowej obejmującej ze strukturami kostnymi występowały naprężenia o małych wartościach, które jednak mogły stymulować procesy osteointegracji. Równocześnie w tej strefie nie stwierdzono mikroprzemieszczeń, które mogłyby powodować obłuzowanie obejm.
6. W dwuwarstwowych panewkach przemieszczenia były tłumione w warstwie polietylenu, ale w strefie kontaktu obejmującej z tkanką posiadały jeszcze takie wartości, które mogły powodować obłuzowanie panewek w strukturach kostnych. Dodatkowo w tego rodzaju panewkach występowały przemieszczenia boczne, które powodowały owalizację i zużycie.

## LITERATURA

1. Bergman G., Deuretzbaher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G. N.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of biomechanics* 34 (2001), 859–871.
2. Będziński R., Ścigała K.: Biomechanika stawu biodrowego i kolanowego. Tom 5 – Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna, red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.

3. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
4. Cwanek J.: The amplitude parameters of pivot and cement surfaces Weller endoprosthesis, Problems of Tribology, nr 1, 2005, s. 149.
5. Czerwiński E.: Problemy realoplastyki rewizyjnej stawu biodrowego w Polsce i na świecie. XXXIII Scientific Congress of Polish Orthopedic and Traumatology Society, Kraków, Skinder s.c. 2000, s. 35.
6. Krzesiński G.: Wytrzymałościowe aspekty projektowania i analizy inżynierskiej układów implant–kość. Tom 5 – Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna, red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.
7. Madej T., Ryniewicz A.M.: The researches of resistance on abrasive wear of biocompatible films have been obtained by chemical vapour deposition (CVD), Structures – Waves – Biomedical Engineering Kraków 2002 vol. XI, no 3, s. 187–197.
8. Ryniewicz A.M.: Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka. Monografia nr 111, ISSN 0867-6631 UWND AGH, Kraków 2002.
9. Ryniewicz A.M.: Analiza geometrii strefy współpracy biołożysk w aspekcie tribologii i choroby zwyrodnieniowej stawów oraz opracowanie teoretycznych podstaw do konstrukcji endoprotez. Projekt badawczy nr 5T07B 00124 KBN 2006.
10. Ryniewicz A.M., Madej T.: The Tribology Tests of Layers Have Been Obtained by Chemical Vapour Deposition (CVD), Mechanics 2000 Proceedings of the Internatinal Scientific Conference, Politechnika Rzeszowska, czerwiec 2000, Scientific Bulletin of Rzeszów University of Technology, No 179, Mechanics 54, s. 69–78.
11. Ryniewicz A.M., Madej T.: Komputerowe modelowanie współpracy w endoprotezie stawu biodrowego, Przegląd Lekarski nr 61, 2004, ISSN 1731-1381.

**Recenzent:**  
**Piotr LACKI**

## Summary

**Modelling and simulation of the stress distribution and displacements in the applications with cementless endoprosthesis of a hip joint were carried out. The analysis subjected biobearings with cups of layered structures made from high molecular polyethylene, co-**

**rundum, and high molecular polyethylene with external connection clips from titanium.**

**The heads in all endoprosthesis were from corundum and the stems from titanium.**

**The endoprosthesis were seated virtually in natural bone structures that had been obtained from computer tomography. The stress analysis for the geometrically modelled objects of research was made using the finite element method**

**The results of the analysis allowed us to estimate the stress and displacements distribution in endoprosthesis and the character of the interaction of the artificial joint on the surrounding bone tissue in the conditions of an individual patient.**