

PRZEDKLINICZNE TESTY ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

ANNA MARIA RYNIEWICZ^{1,2*}, TOMASZ MADEJ¹

¹ KATEDRA KONSTRUKCJI I EKSPLOATACJI MASZYN,
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ I ROBOTYKI,
AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA W KRAKOWIE

² KATEDRA PROTETYKI STOMATOLOGICZNEJ,
WYDZIAŁ LEKARSKI,
UNIwersytet Jagielloński Collegium Medicum

* E-MAIL: ANNA@RYNIEWICZ.PL

Streszczenie

W opracowaniu przedstawiono metodę wykonania testów przedklinicznych w aplikacjach endoprotezy stawu biodrowego w układzie anatomicznym. Metoda polegała na modelowaniu różnych konstrukcji endoprotez wykonanych z różnych biomateriałów i wirtualnym osadzeniu, w odwzorowanych na podstawie tomografii komputerowej (CT), strukturach kostnych. Wykorzystanie metody elementów skończonych pozwoliło na przeprowadzenie analiz numerycznych w zamodelowanych obiektach badań. W warunkach przenoszenia obciążeń lokomocyjnych dokonywana była wizualizacja rozkładów naprężeń, przemieszczeń i odkształceń w endoprotezie, kości miednicznej oraz w bliższym końcu kości udowej. Wyniki badań pozwoliły porównać rozwiązania konstrukcyjne endoprotez stawu biodrowego oraz ocenić charakter oddziaływania sztucznego stawu na otaczające tkanki kostne w warunkach indywidualnego pacjenta.

Słowa kluczowe: biomateriały, endoprotezy, tomografia komputerowa, staw biodrowy, modelowanie, analiza

[Inżynieria Biomateriałów, 94, (2010), 14-23]

Wprowadzenie

Zabieg alloplastyki stawu biodrowego, poprzez wprowadzenie określonej zamiennnej głowy i trzpienia oraz panewki, zmienia całkowicie warunki współpracy charakterystyczne dla biologicznej, prawidłowej pary [1]. 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 [2].

Na obecnym poziomie rozwoju endoprotezoplastyki, przy olbrzymiej ilości rozwiązań konstrukcyjno-materiałowych endoprotez można postawić pytanie, które rozwiązanie w warunkach indywidualnego pacjenta jest optymalne.

Materiały i metody

Celem pracy była ocena stosowanych rozwiązań endoprotez stawu biodrowego w aspekcie przeniesienia obciążeń przez konstrukcję biołożyska oraz otaczające struktury kostne po zabiegu całkowitej alloplastyki.

PRECLINICAL TESTS OF ENDOPROSTHESES OF HIP JOINT USING FINITE ELEMENT METHODS

ANNA MARIA RYNIEWICZ^{1,2*}, TOMASZ MADEJ¹

¹ DEPARTMENT OF MACHINE DESIGN AND TECHNOLOGY,
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING AND ROBOTICS,
AGH UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY,
KRAKOW, POLAND

² DEPARTMENT OF STOMATOLOGICAL PROSTHETICS,
FACULTY OF MEDICINE, COLLEGIUM MEDICUM,
JAGIELLONIAN UNIVERSITY, KRAKOW, POLAND

* E-MAIL: ANNA@RYNIEWICZ.PL

Abstract

The method of preclinical tests in application of endoprostheses of hip joint in the anatomical system is presented in this elaboration. The method is based on the modeling of different constructions of endoprostheses made from different biomaterials. The endoprostheses were virtually placed in natural bone structures and obtained from the computer tomography diagnostic (CT). The use of the finite element method allowed to carry on numerical analyses in modeled objects of tests.

The visualization of distribution of stresses, displacements and deformations in endoprostheses, pelvis bone and femoral bone was conducted in the conditions of transfer of load. The results of tests let to compare the construction solutions of endoprostheses of hip joint and estimate the interaction of artificial hip joint on the surrounding bone tissues in individual patient conditions.

Keywords: biomaterials, endoprosthesis, computer tomography, hip joint, modeling, analysis

[Engineering of Biomaterials, 94, (2010), 14-23]

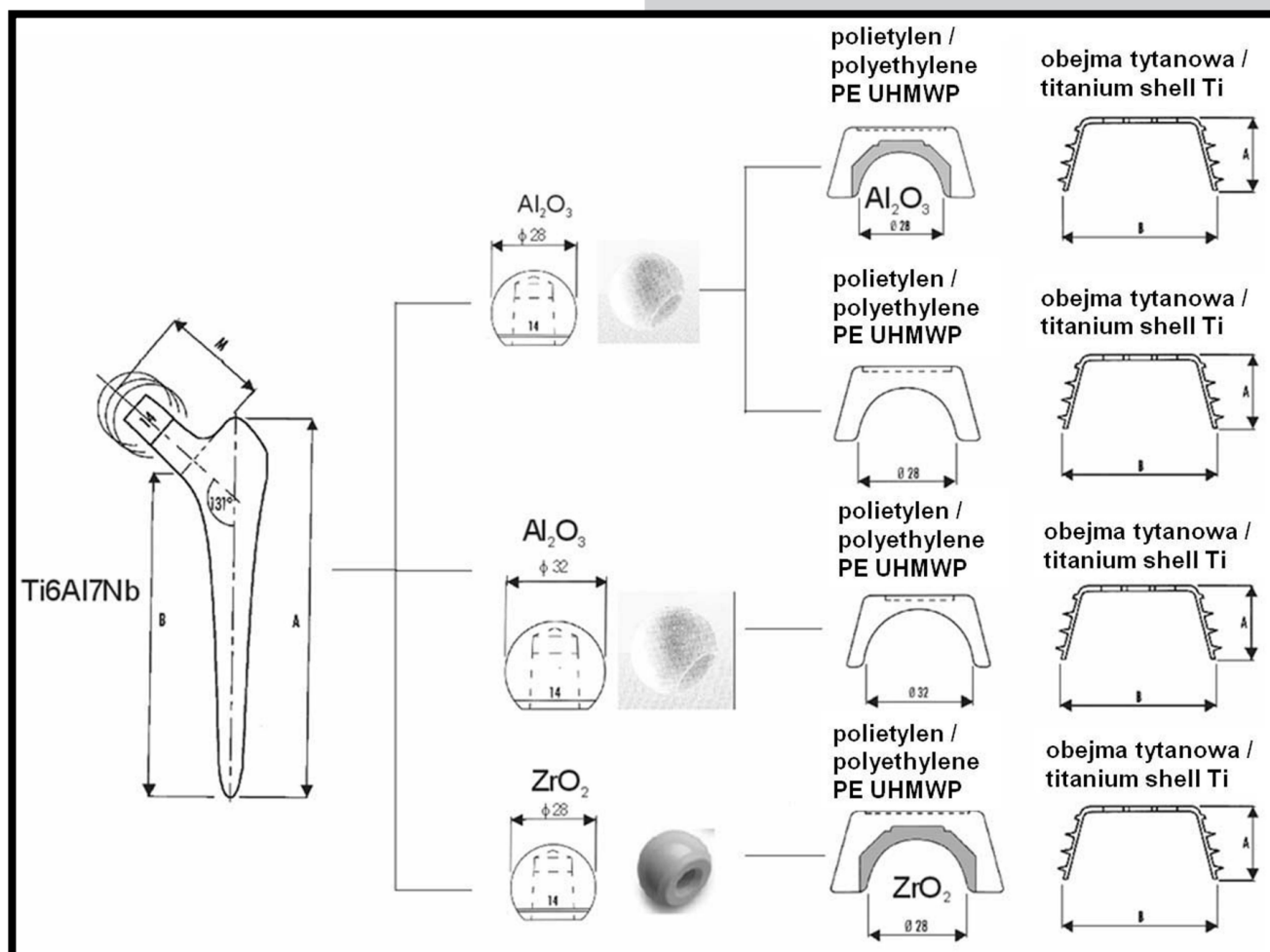
Introduction

In the alloplastic operation of hip joint, the introduction of specific interchangeable head, stem and cup completely changes the conditions of co-operation characteristic to the proper biological pair [1]. There occur the handicap of biolubrication, disorder of stresses and displacements relation in biobearing which result from different interaction of elements of endoprostheses on the surrounding tissues. What is more, there happen wear processes of materials used on motive elements [2].

On the present level of evolution of endoprothesoplasty, with an enormous amount of constructional and material solutions of endoprostheses, it is possible to ask which solutions in the individual patient conditions are optimal.

Materials and methods

The aim of study was to estimate applied solutions of endoprostheses of hip joint in the aspect of transfer of loads by the construction of biobearing and the surrounding bone structures after total alloplasty.



RYS. 1. Zestawienie konfiguracji endoprotez wytypowanych do badań.
FIG. 1. The compilation of configurations of endoprostheses selected to tests.

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 [3] wynikające z parametrów konstrukcyjno-materiałowych endoprotezy.

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

- trzpień wykonany ze stopu tytanowego,
- głowy z ceramiki korundowej lub cyrkonowej,
- panewki dwuwarstwowe: polietylen wysokocząsteczkowy - tytan,
- panewki trójwarstwowe:
 - ceramika korundowa - polietylen wysokocząsteczkowy - tytan,
 - ceramika cyrkonowa - polietylen wysokocząsteczkowy - tytan.

Metoda modelowania i symulacji obejmowała [4]:

- 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 i rekonstrukcji obrazów,
- wirtualne osadzenie endoprotezy w strukturach kostnych pacjenta, pozycjonowanej zgodnie z warunkami anatomicznymi,
- wykorzystanie metody elementów skończonych do analizy biomechanicznej bryłowego modelu badawczego (RYS. 3).

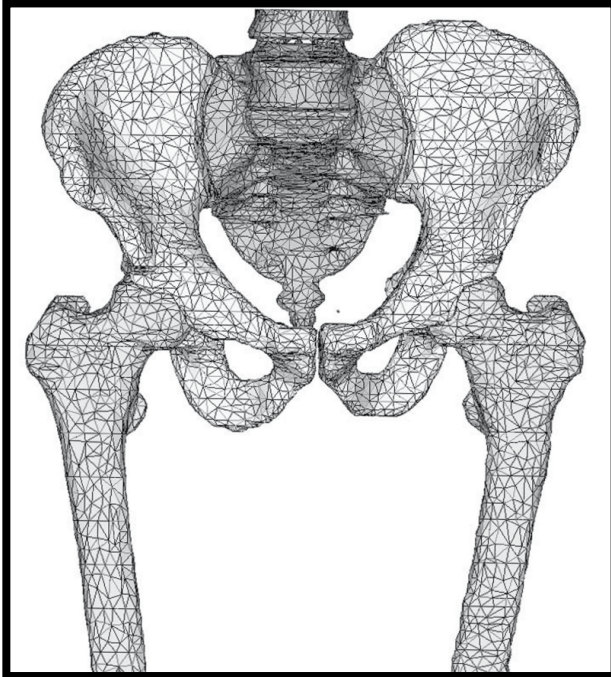
The analysis of propagation of stresses and displacements in the contact zone of head and cup, in the artificial biobearing construction and in the structures of proximal apex of femoral bone and acetabulum part of pelvis bone may point to the reasons of loosening [3] that result from construction and material parameters of endoprosthesis.

As the materials to the analysis, the previously selected endoprostheses of hip joint (FIG. 1) of the following material configuration were used:

- stems made from titanium alloy,
- heads made from corundum or zirconium ceramics,
- two-layer cups: high-molecular polyethylene - titanium,
- three-layer cups:
 - corundum ceramics - high-molecular polyethylene - titanium,
 - zirconium ceramics - high-molecular polyethylene - titanium.

The method of modeling and simulation included [4]:

- 3D modeling of geometry of endoprostheses of different construction solutions,
- the virtual reconstruction (FIG. 2) of three-dimensional anatomical osteoarticular system of a patient: lumbar segment of spine column, pelvis girdle, hip joints and proximal parts of femoral bones – on the basis of computer tomography and programs to the analysis and reconstructions of images,
- the virtual fixing of endoprosthesis in accordance with anatomical conditions in the bone structures of a patient,
- the use of finite element method to the biomechanical analysis of the solid model of research (FIG. 3).

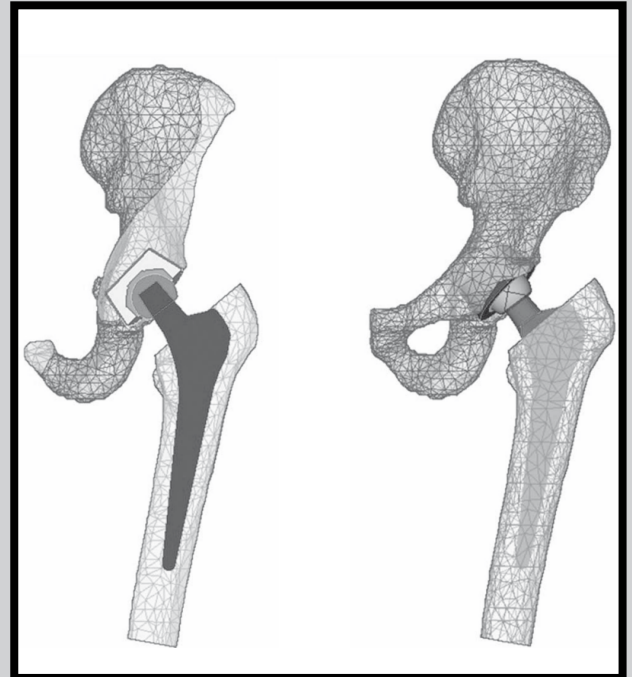


RYS. 2. Przestrzenny model rzeczywistych struktur kostnych indywidualnego pacjenta (m. l. 56) uzyskany na podstawie diagnostyki CT i rekonstrukcji.
FIG. 2. The virtual model of real bone structures of an individual patient (m. age 56) received on the basis of computer tomography and 3D reconstruction.

W analizie uwzględniono parametry wytrzymałościowe rozważanych struktur (TABELA 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,



RYS. 3. Zamodelowana endoproteza stawu biodrowego osadzona wirtualnie w tkance kostnej końca bliższego kości udowej i w kości miednicznej.
FIG. 3. The modeled endoprosthesis of hip joint virtually fixed in the bone structure of proximal apex of femoral bone and in pelvis bone.

In the analysis, the strength parameters of consideration structures were included (TABLE 1).

The marginal conditions for different variants of endoprostheses were established in the following methods:

- On the bone structure of pelvis bone constraint was put: in the pubic symphysis and in the sacroiliac joint (FIG. 4), the nodes had all degrees of freedom taken away and the position was determined by locating pelvis girdle,

TABELA 1. Wytrzymałościowe parametry materiałowe [1,4,7,9].
TABLE 1. Resistance parameters of materials [1,4,7,9].

Material / Material	Parametry materiałowe / Material parameters	Moduł Young'a / Modulus of elasticity E [GPa]	Współczynnik Poissona / Poisson's ratio
Kość korowa / Cortical bone		5 – 22*	0.2 – 0.4*
Kość gąbczasta / Spongy bone		0.1 – 5**	0.2 – 0.46**
Polietylen wysokocząsteczkowy / High-molecular polyethylene Sulene®-PE, ISO 5834-1/2 ASTM F 648		1.2	0.4
Tytan / Titanium Protasul®-Ti, ISO 5832-2		110	0.3
Stop tytanowy / Titanium alloy Ti6Al7Nb Protasul® 100, ISO 5832-11 ASTM F 1295		115	0.3
Ceramika korundowa / Corundum ceramics Al ₂ O ₃ BioloX A ₂ O ₃ -Keramik, ISO 6474		410	0.21 – 0.27
Ceramika cyrkowa / Zirconium ceramics ZrO ₂ /Y-TZP		180	0.3

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

* - in numerical solutions for cortical bone, the following factors were received: E = 16.8 GPa, ν = 0.29

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

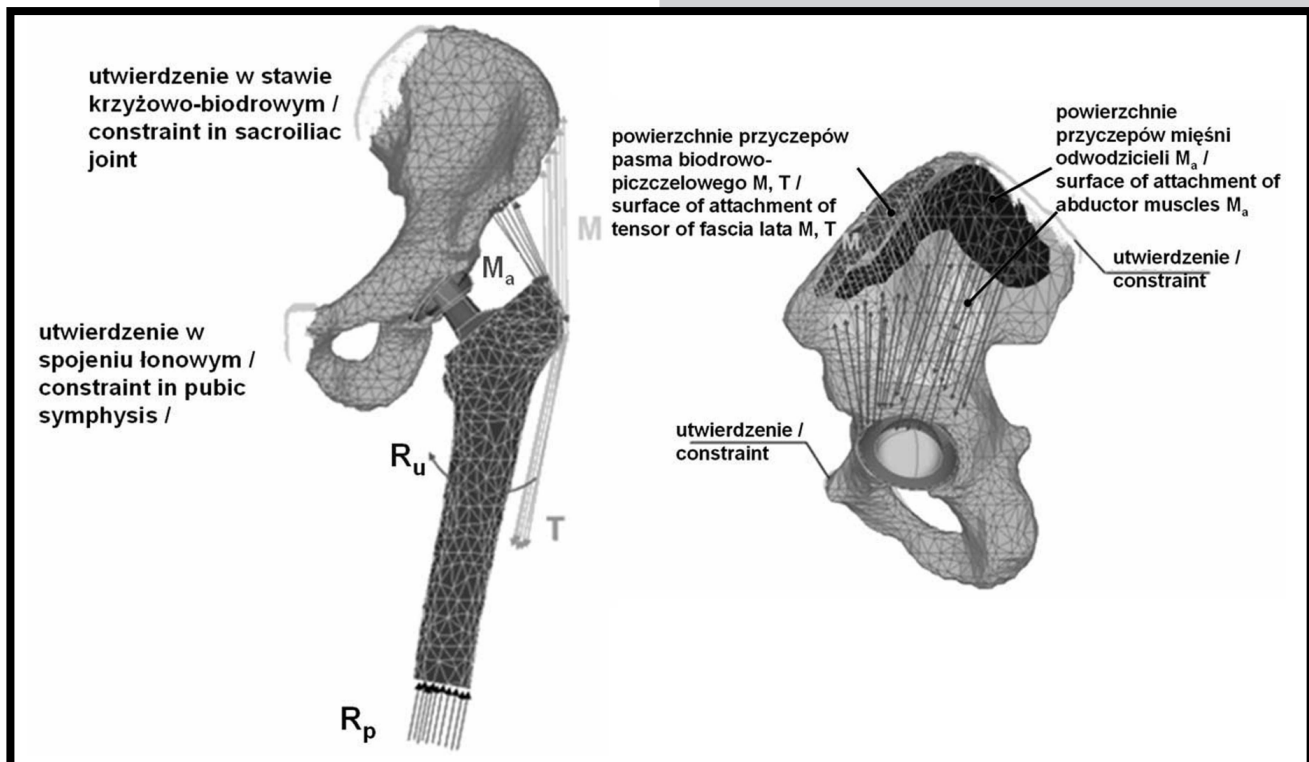
** - in numerical solutions for spongy bone, the following factors were received: E = 3.1 GPa, ν = 0.46

- na strefę implantacji sztucznego stawu biodrowego zadano przestrzennie złożone, quasi-statyczne obciążenie [5,6,7] (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 .
- w strefie tribologicznej współpracy panewki i głowy zamodelowano kontakt z możliwością ruchu głowy względem panewki. Współczynniki tarcia [3,8]: $Al_2O_3 - PE$, $Al_2O_3 - Al_2O_3$, $ZrO_2 - ZrO_2$, wyznaczone w badaniach testowych [7,9] i przyjęto następująco: dla pary $Al_2O_3 - PE$ współczynnik tarcia statycznego $\mu_{s1} = 0,3$ i kinematycznego $\mu_1 = 0,05$, dla pary $Al_2O_3 - Al_2O_3$: $\mu_{s2} = 0,1$ i $\mu_2 = 0,01$, a dla pary $ZrO_2 - ZrO_2$, $\mu_{s3} = 0,01$ i $\mu_3 = 0,009$ [10],
- założono izotropowe właściwości tkanki kostnej budującej kość udową i kość miedniczną.

Wykorzystanie programów do analizy i rekonstrukcji przestrzennej obrazu, programów do geometrii bryłowej oraz liczących MES 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, rozsunąć je do aplikacji, a następnie powrót do układu oddającego rzeczywiste relacje geometryczne.

- On the implantation zone of artificial hip joint, spatially composed, quasi-static load was put [5,6,7] (FIG. 4) in the conditions of standing on two legs. The following factors were included: the weight of body P , reaction of basis R_p , influence of the abductor muscles M_a , influence of tensor fascia lata M, T and rotating femoral bone muscle R_u .
- In the tribological zone of cooperation of cup and head, the contact with the possibility of movement of head towards cup was modeled. The coefficients of friction [3,8]: $Al_2O_3 - PE$, $Al_2O_3 - Al_2O_3$, $ZrO_2 - ZrO_2$ were determined in tests [7,9] and there the factors were taken into consideration: for pair $Al_2O_3 - PE$ coefficient of static friction $\mu_{s1} = 0,3$ and coefficient of cinematic friction $\mu_1 = 0,05$, for pair $Al_2O_3 - Al_2O_3$: $\mu_{s2} = 0,1$ and $\mu_2 = 0,01$ and for pair $ZrO_2 - ZrO_2$, $\mu_{s3} = 0,01$ and $\mu_3 = 0,009$ [10],
- The isotropic properties of bone tissue for femoral bone and pelvis bone were established.

The use of the programs for the analysis and reconstructions of images, programs for solid geometry and calculating programs FEM in the condition of implantation of endoprostheses comprise a very comfortable tool of optimal selection, as during the realization of virtual procedures of application of endoprosthesis, the geometric system of anatomical structures of a patient remains preserved. So, there is a possibility of positioning of the implant in objective geometric area. It is also possible to conduct the virtual separation of anatomical structures, push the model away to the application and then have the return to the system projecting real geometric relations.



RYS. 4. Warunki obciążeń i utwierdzeń modeli numerycznych.
FIG. 4. The condition of loads and constraints of numerical models.

Wyniki 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.

Results and Discussions

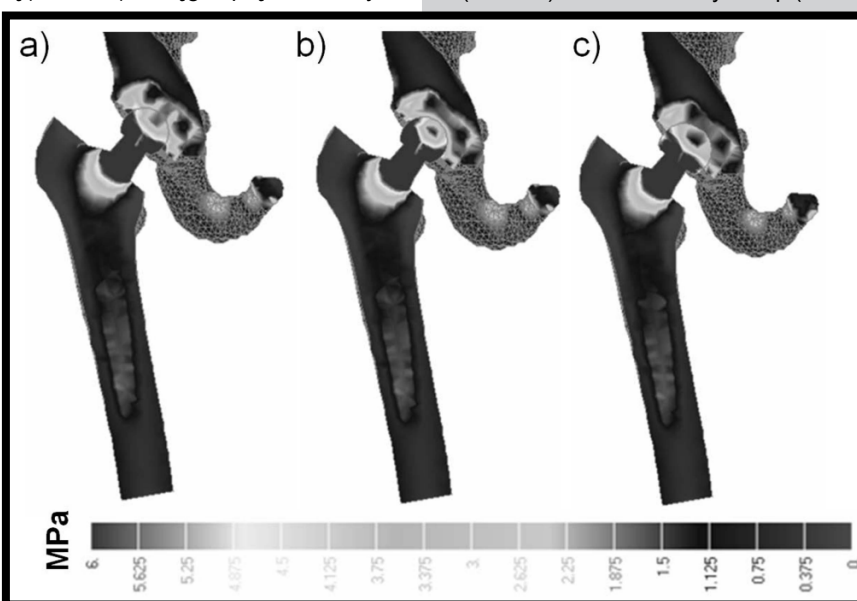
Having done the digitalizing of objects and the imposition of the boundary conditions, the static variable loads were put. Distribution both of reduced stresses according to Huber-Misses-Hencky hypothesis (HMH) and of resultant displacements for testing structures were determined.

Na RYS. 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 trzpieni tych endoprotez miały podobne rozkłady i wartości. W końcowej części trzpieni 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. W przypadku endoprotezy z trójwarstwową panewką (RYS. 5a) zasięg naprężeń maksymalnych w głowie był

mniejszy niż w endoprotezie z panewką dwuwarstwową (RYS. 5b). W trójwarstwową panewce (RYS. 5a, 6a) stwierdzono strefę koncentracji naprężeń maksymalnych w warstwie korundowej. Naprężenia w kolejnej, polietylenowej warstwie posiadały znacznie mniejsze wartości niż w przypadku panewki dwuwarstwową (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. W endoprotezach (Ø28 mm i Ø32 mm) z panewkami właściwymi z polietylen (RYS. 5b,c) stwierdzono charakterystyczne strefy koncentracji naprężeń maksymalnych w obszarze górnej i dolnej części panewki (w dachu i dole panewki). Ponadto na RYS. 5b,c widoczne były charakterystyczne dla endoprotez z panewkami właściwymi z polietylen obszary koncentracji naprężeń maksymalnych obejmujące warstwę polietylen i obejmę tytanową. W przypadku głowy Ø32 mm (RYS. 5c, 6c) skojarzonej z panewką właściwą z polietylenu zasięg i wartości naprężeń w panewce były mniejsze niż dla głowy Ø28 mm (RYS. 5b, 6b). Taka sytuacja wynikała ze wzrostu powierzchni kontaktu głowa-panewka. Na RYS. 5 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.

The distribution of reduced stresses for less-cemented endoprostheses in various material and geometric combinations of cups are presented in FIG. 5. In all three tested cases (FIG. 5), there occurred the localization of maximal stresses of 8 MPa in head, neck and in upper part of stem zone. The stresses in the further value of stem of these endoprostheses had similar distribution and values: in the final part of stem, the stresses of 1.8 MPa, and in middle part of 1.2 MPa. In the direct contact of titanium stems with femoral bone, in all three cases, there performed stresses of 1.2-1.8 MPa. It was a profitable situation because such values of stresses did not cause the phenomenon of stress shielding but favored osteointegration. In the case of endoprosthesis with three-layer cup (FIG. 5a) the range of maximal stresses in head was lower than in endoprostheses with two-layer cup (FIG. 5b). In the three-layer cup (FIG. 5a, 5b) there affirmed



RYS. 5. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych w przekrojach pionowych, w endoprotezach z głowami z Al_2O_3 o różnej średnicy skojarzonych z wariantowymi rozwiązaniami panewek: a) głowa o średnicy Ø28 mm - panewka trójwarstwową Al_2O_3 -PE-Ti, b) głowa o średnicy Ø28 mm - panewka dwuwarstwową PE-Ti, c) głowa o średnicy Ø32 mm - panewka dwuwarstwową PE-Ti.

FIG. 5. The maps of stress decompositions reduced in vertical sections in endoprosthesis with Al_2O_3 heads of different diameter mated with variant collection of cups: a) head at diameter Ø28 mm – three-layered Al_2O_3 -PE-Ti, b) head at diameter Ø28 mm – two-layered PE-Ti, c) head at diameter Ø32 mm – two-layered PE-Ti.

the concentration of zone of maximal stresses in the corundum layer. The stresses in the next, polyethylene layer had considerably lower values than in the case of the two-layer cup (FIG. 5b, 6b). In the femoral bone, the further decrease of stresses to value 3 MPa followed. It is necessary to say that corundum, in the range of stresses and tribological parameters, becomes the material of incomparably higher wear resistance than ultra high molecular weight polyethylene. The higher values of pressure in the association with corund-corund will have less destructive effect on the construction of endoprosthesis

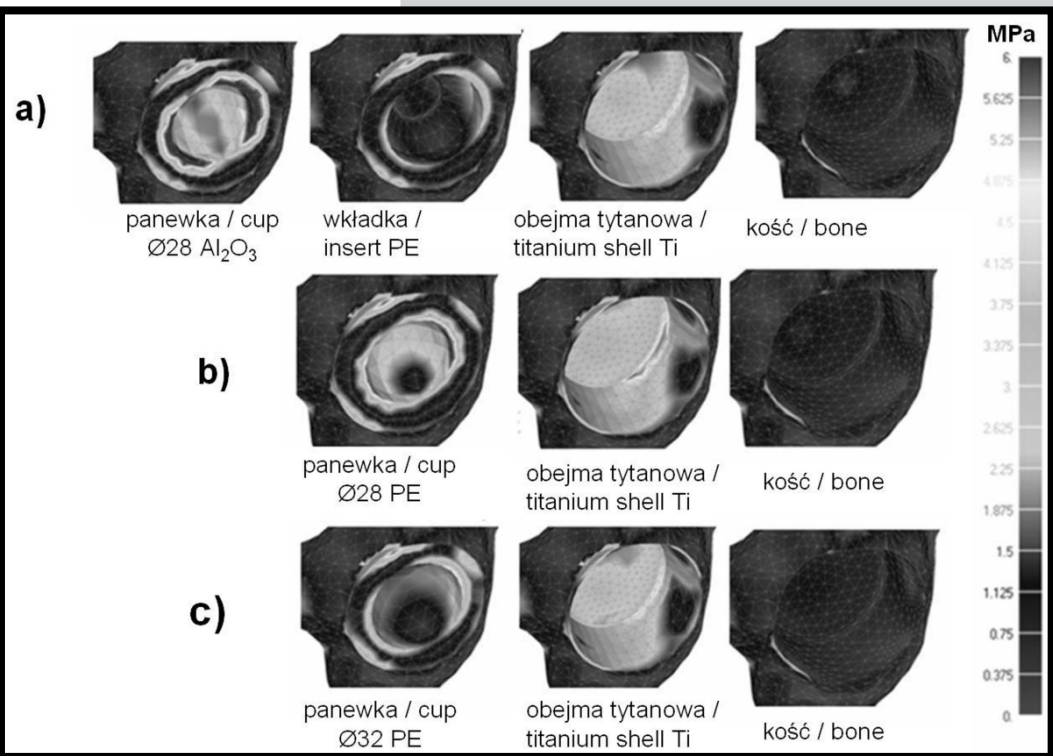
than lower values of pressure in the association with corund-polyethylene. In the endoprostheses (Ø28 mm and Ø32 mm) with the specific cup from polyethylene (FIG. 5b,c) there affirmed the characteristic zones of concentration of stresses in the upper and lower part of cup zone (in the roof and bottom of cup). Moreover, in the FIG. 5b,c, the endoprostheses with specific cups from polyethylene had the characteristic zones of concentration of maximal stresses including polyethylene layer and titanium shell. In the case of head Ø32 mm (FIG. 5c, 6c) associated with specific up from polyethylene the range and values of stresses in the cup were lower than for head Ø28 mm (FIG. 5b, 6b). Such situation resulted from the increase of surface contact head-cup. In the FIG. 5, for all considered cases, there were zones of maximal stress of concentration on the edge of bone bed – in the area, where with regard to anatomical conditions, the cover of the cups by bone structures did not appear.

RYS. 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 obejmy z kością w stosunku do naprężeń

w panewce właściwej z Al_2O_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 $0,5 \pm 1$ MPa. Naprężenia były zatem przenoszone na struktury kostne co mogło umożliwiać proces remodelingu i osteointegracji.

Na RYS. 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 panewki polietylenowej.

W panewkach o budowie trójwarstwowej uzyskano lokalizację naprężeń maksymalnych w strefie głowy i trzpienia endoprotezy z nieznacznym 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 do rozwiązań z panewką dwuwarstwową.

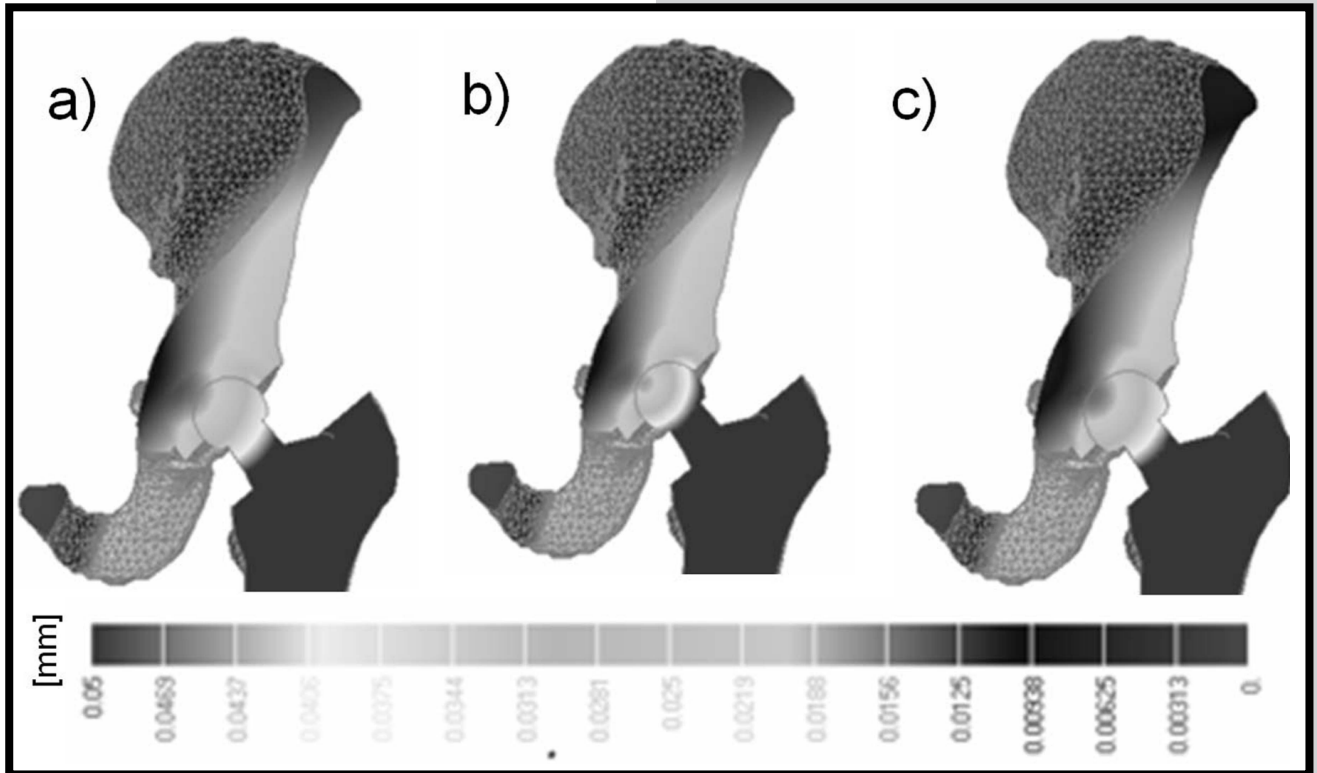


RYS. 6. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych na granicach poszczególnych warstw komponenty panewkowej w endoprotezach z głowami z Al_2O_3 o różnej średnicy skojarzonych z wariantowymi rozwiązaniami panewek: a) głowa o średnicy $\varnothing 28$ mm - panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti, b) głowa o średnicy $\varnothing 28$ mm - panewka dwuwarstwowa PE-Ti c) głowa o średnicy $\varnothing 32$ mm - panewka dwuwarstwowa PE-Ti.

FIG. 6. The maps of stress decompositions reduced on boundaries of separate layers of cup components in endoprosthesis with Al_2O_3 heads about different diameter mated with variant collection of cups: a) head at diameter $\varnothing 28$ mm – three-layered Al_2O_3 -PE-Ti, b) head at diameter $\varnothing 28$ mm – two-layered PE-Ti, c) head at diameter $\varnothing 32$ mm – two-layered PE-Ti.

FIG. 6 presents the maps of distribution of stresses on the borders of particular layers of the modular cups and in the range of contact of titanium shell with pelvis bone structure. In the two-layer cups (FIG. 6b,c), in the cup made from polyethylene, there occurred asymmetrical, oval distribution of stresses in the movement zone, but of much lower concentration than in the case of three-layer cup (FIG. 6a). The maximal stresses in two-layer cups in this zone amounted 5.5 MPa for cup of the internal diameter $\varnothing 28$ mm and 4 MPa for cup of the diameter $\varnothing 32$ mm. The maximal stresses in movement zone amounted 8 MPa for three-layer cup. There was characteristic increase of stresses in contact zone of titanium shell with bone for specific cup made from PE of the inside diameter $\varnothing 28$ mm in relation to stresses in specific cup made from Al_2O_3 of the diameter $\varnothing 28$ mm (FIG. 6a,b). In all analyzed tested objects (FIG. 6) the distribution of stresses in the bone zone were very similar and included the range from $0,5 \pm 1$ MPa. The stresses were transferred on the bone structures. So, it enabled remodeling and osteointegration.

FIG. 7 presents the distribution of resultant displacements in various material and geometry combination of cups. The highest increase of displacements in the movement cooperation of zone occurred in the case of association of the hard head with polyethylene cup $\varnothing 28$ mm (FIG. 7b). In the case of using polyethylene cup of the increased diameter $\varnothing 32$ mm (FIG. 7c) there followed decrease of displacements comparable with distribution in the endoprostheses with head and cup made from corundum of diameter $\varnothing 28$ mm (FIG. 7a). In the construction solutions of endoprostheses:



RYS. 7. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych w przekrojach pionowych, w endoprotezach z głowami Al_2O_3 o różnej średnicy skojarzonych z wariantowymi rozwiązaniami panewek: a) głowa o średnicy $\text{Ø}28$ mm - panewka trójwarstwowa Al_2O_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 resultant displacements in vertical sections in endoprosthesis with Al_2O_3 heads of different diameter mated with variant collection of cups: a) head at diameter $\text{Ø}28$ mm – three-layered Al_2O_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.

Nowe rozwiązania konstrukcyjne poprzez zastosowanie trójwarstwowej budowy panewek ze współpracą tribologiczną: twarda głowa – twarda panewka zmniejszyły asymetrię przemieszczeń w strefie mocowania panewki. Należy zwrócić uwagę, że zbyt daleko posunięte przesztywnienie 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.

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

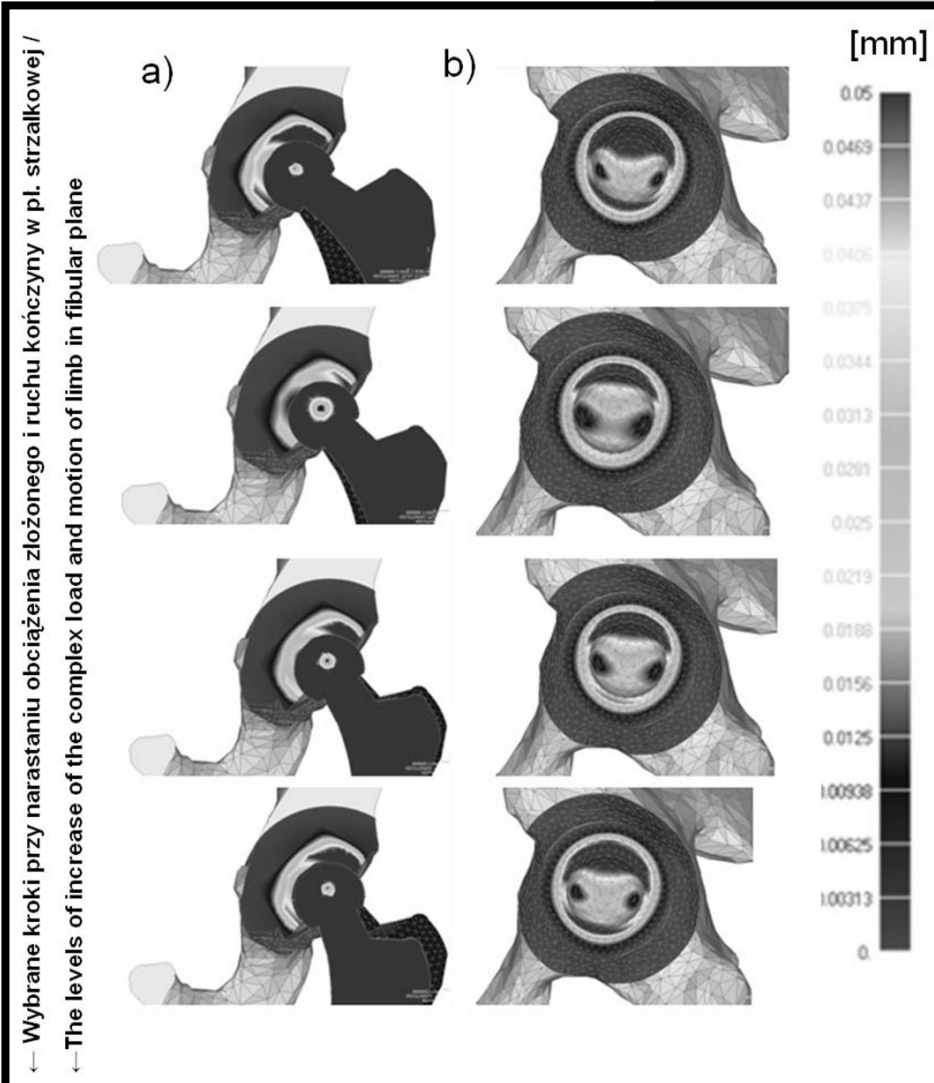
Na RYS. 9 przedstawiono rozkłady przemieszczeń wypadkowych i deformacji dla endoprotezy: trzpień Ti6Al7Nb, głowa z ZrO_2 – trójwarstwowa panewka ZrO_2 -PE-Ti w takich samych warunkach jak dla endoprotezy z korundem. W przypadku trójwarstwowych panewek maksymalne przemieszczenia o wartościach 0,05 mm zlokalizowane były w dachu i dole panewek, przy czym zasięg przemieszczeń maksymalnych dla panewki z ceramiką cyrkonową (RYS. 9) był znacznie mniejszy niż dla panewki z korundem (RYS. 8). W obu przypadkach w warstwie polietylenu następowało tłumienie przemieszczeń. Nie wydostawały się one poza obszar tytanowej obejmy. W warunkach obciążeń fizjologicznych strefa kontaktu: endoproteza-łoże kostne pozbawiona była mikroprzemieszczeń.

hard, corundum head cooperating with two-layer cup: polyethylene-titanium – there occurred damping of the displacements in the polyethylene structure. In the conditions of exploitation, the effect of this occurrence is the process of plastic deformation and ovalization of polyethylene cup.

In the cup of three-layer structure, the localization of maximal stresses in head and stem zone was received with inconsiderable transfer of maximal stresses to the first layer of cup. It can be noticed that there is the configuration supporting the tribological cooperation of head and cup. It will not cause the accelerated wear as compared with the solutions of two-layer cup.

The new construction solutions, using three-layer cups with tribological cooperation: hard head – hard cup, reduced the asymmetry of displacements in the fixing cup zone. It is necessary to pay attention to the fact that too large redundancy of system head – cup may also have disadvantageous influence on the flexibility of the bone implantation zone, because in the case of decrease of density and resistance of the bone structure of a patient (advanced in years, osteoporosis). Furthermore, it may cause crossing sill of physiological efficiency of tissues.

To achieve more accurate analysis of displacements, the simulation showing the successively expanding complex loads with simultaneous concentration of mesh of finite elements was carried out. FIG. 8 presents the distribution of resultant displacements and deformation for endoprosthesis: stem Ti6Al7Nb, head from Al_2O_3 , three-layer cup Al_2O_3 -PE-Ti in the conditions of change of position of centre of gravity of the human body coming from locomotion.



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 Al_2O_3 o średnicy $\text{Ø}28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i trójwarstwowej panewki Al_2O_3 -PE-Ti. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

FIG. 8. The maps of resultant displacements and deformations in conditions of increasing load for three-layered cups with corundum, obtained in non-linear analysis. The endoprosthesis consists of Al_2O_3 head at $\text{Ø}28$ mm seated on Ti6Al7Nb stem and three-layered cup Al_2O_3 -PE-Ti. The following visualizations present: a) selected longitudinal sections through endoprosthesis and bone structures, b) the views on cup from contact side with head of endoprosthesis in the same phases.

FIG. 9 presents the distribution of resultant displacements and deformation for endoprosthesis: stem Ti6Al7Nb, head from ZrO_2 – three-layer cup ZrO_2 -PE-Ti in the same conditions as for endoprosthesis with corundum. In the case of three-layer cups, the maximal displacements of value 0.05 mm were localized in the roof and in the hole of cups, but the range of maximal displacements for cup with corundum ceramics (FIG. 9) was much lower than for cup with corundum. In both cases, in polyethylene layer there followed the damping of displacements. They did not get out from the pose zone of titanium shell. In the conditions of physiological loads, the contact zone: endoprosthesis-bone bed was devoid of microdisplacements.

The antiwear properties of materials that enter into the direct tribological contact may considerably increase the vitality of the whole implant. The estimation of tribological wear of endoprostheses is connected with the character of transfer of loads in the contact of head and cup. The reassurance of flexibility of sliding connection (similar to natural structures) by simultaneous abrasive wear resistance is the most preferred solution. It is certain that the worse variant in the tribological aspect will be the assurance of strength flexibility with simultaneous occurrence of the abrasive wear (the wear in the presence of additional materials, for example descended from attrition).

It is necessary to realize that in the case of endoprostheses one can find the third kind of wear – erosion wear of physical and chemical character. The transudate of tissue gets into the cooperating area of head and cup. It causes the chemical reaction on biomaterials and relaxation of zone of surface layer. At the same time

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 (attrition) 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).

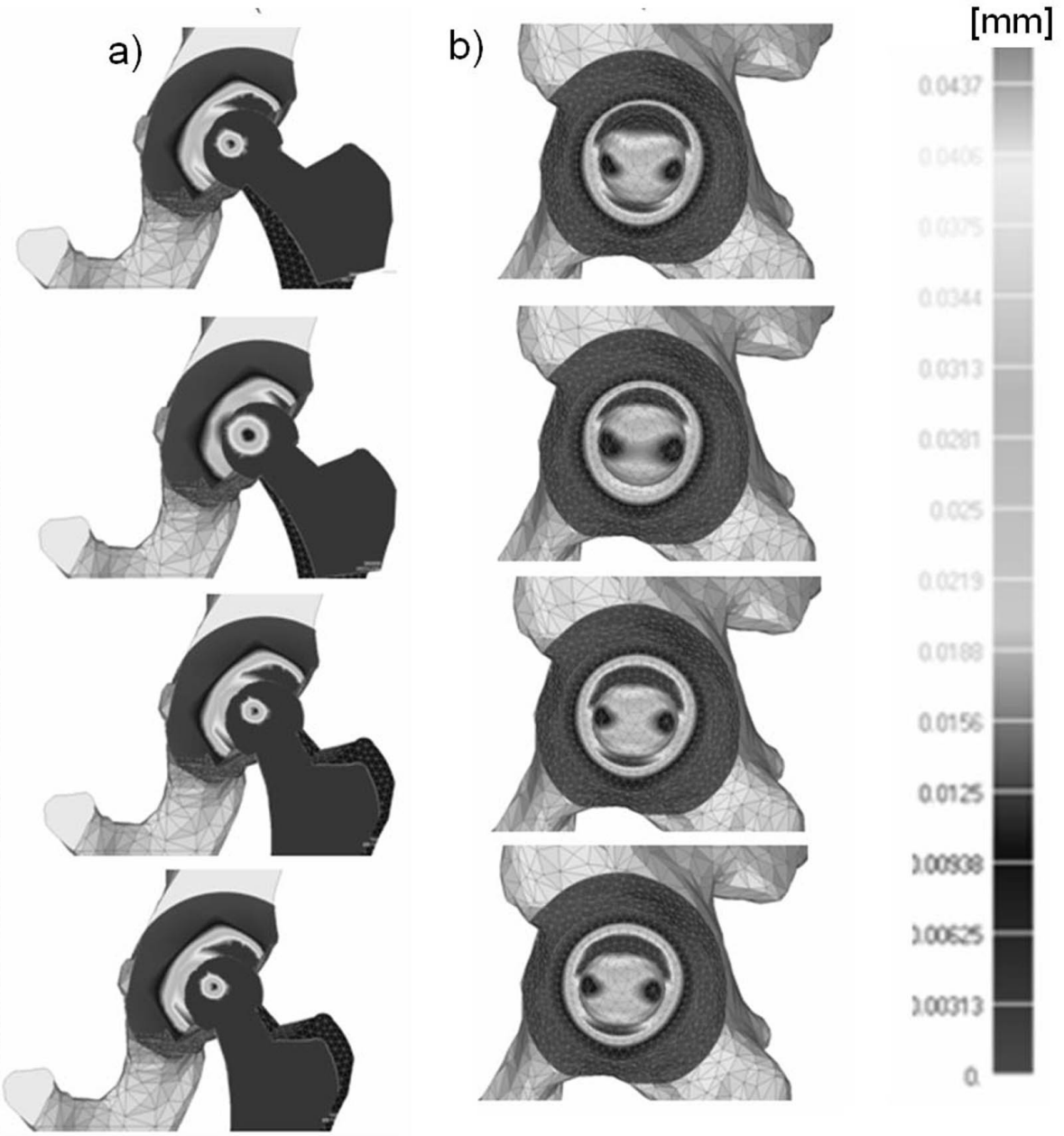
there occurs the physical erosion as a result of which the transudate of tissue in the conditions of loads transfer will cause disstopping of irregularity of surface in the surface layer of head and cup.

Conclusions

On the basis of tests, the following conclusions can be drawn:

1. The elaborated procedure of building complex models that project biological structure on the basis of three-dimensional reconstruction from computer tomography and virtually positioned implant can comprise the practical element of the system of selection of endoprostheses for an individual patient.

Wybrane kroki przy narastaniu obciążenia złożonego i ruchu kończyny w pł. strzałkowej /
 The levels of increase of the complex load and motion of limb in fibular plane



RYS. 9. Mapy rozkładów przemieszczeń wypadkowych i deformacji w warunkach narastającego obciążenia, dla panewki trójwarstwowej z ceramiką cyrkonową, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy ZrO_2 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i trójwarstwowej panewki ZrO_2 -PE-Ti. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

FIG. 9. The maps 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 ZrO_2 head at $\varnothing 28$ mm seated on Ti6Al7Nb stem and three-layered cup ZrO_2 -PE-Ti. The following visualizations present: a) selected longitudinal sections through endoprosthesis and bone structures, b) the views on cup from contact side with head of endoprosthesis in the same phases.

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.

2. The application of testing models to calculating programs allows to carry the analysis of reduced stresses and resultant displacements in structures of endoprotheses and the proximal parts of femoral bone and pelvis bone.

3. The analysis of biomechanical state in natural hip joint after total alloplastic enables the comparison and estimation of construction solutions of endoprotheses. It also makes possible to estimate the character interaction of artificial hip joint on surrounding bone tissues and determine the overload zones or deficiency of compression.

Wnioski

Na podstawie badań i analiz można podać następujące wnioski:

1. Opracowana procedura budowy kompleksowych modeli odwzorowujących strukturę biologiczną w oparciu o rekonstrukcję przestrzenną na podstawie CT oraz pozycjonowany wirtualnie implant, może stanowić użyteczny system doboru endoprotezy dla potrzeb 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 miednicznej.

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 dwuwarstwowych panewkach przemieszczenia były tłumione w warstwie polietylenu, ale w strefie kontaktu obejmującej tkankę 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.

6. W trójwarstwowych panewkach obserwowano korzystniejszy stan biomechaniczny przy przekazywaniu naprężeń w kolejnych warstwach, w porównaniu do panewek dwuwarstwowych. 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 strukturami kostnymi występowały naprężenia o małych wartościach, które jednak mogły stymulować procesy osteointegracji. Równocześnie w tej strefie nie stwierdzono mikroprzemyszczeń, które mogłyby powodować obłuzowanie obejmmy.

7. Z porównania panewek trójwarstwowych wynika, że optymalnym rozwiązaniem w aspekcie wytrzymałości, tribologii i oddziaływania na struktury kostne i tribologii jest konstrukcja warstwowa o głowie i panewce właściwej z tlenku cyrkonu stabilizowanego itrem.

Podziękowania

Autorzy pragną podziękować Panu doktorowi Rajmundowi Rajewskiemu za współpracę w analizie przypadków wytypowanych do zabiegu alloplastyki stawu biodrowego.

4. In the conducted solutions and simulations, it was identified that the strength parameters of constructive materials of endoprostheses were distant from the effort state. In the bone structures there were neither stress shielding zones nor physiological overload of tissues observed.

5. In the two-layer cups, the displacements were damped in the polyethylene layer but in the contact zone titanium shells with bone tissue had also such values that could cause loosening of cups in bone structure. What is more, in these kinds of cups side displacements occurred and that caused ovalization and wear.

6. In the three-layer cups, as compared with two-layer cups, there observed more profitable biomechanical state when transferring the stresses in consecutive layers. The concentration of stresses of the highest values occurred in corundum head and corundum specific cup. The decrease of values of stresses followed in the polyethylene layer and in the contact zone of titanium shell with natural bone structures stresses of low values occurred. That could stimulate the processes of osteointegration. Simultaneously, in this zone, microdisplacements which could cause loosening of titanium shell were not affirmed.

7. The comparison of three-layer cups suggests that the optimal solution in the aspect of strength, tribology and interaction on bone structures is three-layer construction of head and specific cup made from zirconium dioxide stabilized of yttrium.

Acknowledgments

The authors thank dr Rajmund Rajewski for cooperation in the analysis of cases selected to alloplastic of hip joint.

Piśmiennictwo

References

- [1] Ryniewicz A. M.: Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka. Monografia nr 111, ISSN 0867-6631 UWND AGH Kraków 2002.
- [2] Ryniewicz A. M.: Analiza geometrii strefy współpracy biologicznej w aspekcie tribologii i choroby zwyrodnieniowej stawów oraz opracowanie teoretycznych podstaw do konstrukcji endoprotez. Projekt badawczy nr 5T07B 00124 KBN 2006.
- [3] 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.
- [4] Będziński R., Madej T.: Komputerowe modelowanie współpracy w endoprotezie stawu biodrowego, Przegląd Lekarski nr 61, 2004, ISSN 1731-1381.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] Będziński R.: Biomechanika inżynierska Zagadnienia wybrane. Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [8] Ryniewicz A. M., Madej T.: The tribology tests of layers have been obtained by chemical vapour deposition (CVD), Mechanics 2000 Proceedings of the International Scientific Conference, Politechnika Rzeszowska, Czerwiec 2000, Scientific Bulletions of Rzeszów University of Technology No 179 Mechanics 54 (s.69-78.).
- [9] Cwanek J.: The amplitude parameters of pivot and cement surfaces Weller endoprosthesis, Problems of Tribology, Nr 1, 2005, s. 149.
- [10] 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.