

## Piśmiennictwo

- [1] Khan M.A., Williams R.L., Williams D.F.: In-vitro corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment, *Biomaterials* 17 (1996) 2117-2126.
- [2] Okazaki Y., Ito Y., Kyo K., Tateishi T.: Corrosion resistance and corrosion fatigue strength of new titanium alloys for medical implants without V and Al, *Materials Science and Engineering A213* (1996) 138-147.
- [3] Lewandowska M., Kurzydłowski K.J.: Recent development in grain refinement by hydrostatic extrusion, *Journal of Materials Science* 43 (2008) 7299-7306.
- [4] Garbacz H., Kurzydłowski K.J.: Properties of nanotitanium for potential medical applications, *Macromolecular Symposia* 253 (2007) 128-133.
- [5] Garbacz H., Lewandowska M., Pachla W., Kurzydłowski K.J.: Structural and mechanical properties of nanocrystalline titanium and 316LVM steel processed by hydrostatic extrusion, *Journal of Microscopy* 223 (2006) 272-274.
- [6] Królikowski A.: Czy metale nanokrystaliczne są bardziej odporne na korozję?, *Ochrona przed korozją* 4 (2007) 140-147.

## References

- [7] Balyanov A., Kutnyakova J., Amirkhanova N.A., Stolyarov V. V., Valiev R.Z., Liao X.Z., Zhao Y.H., Jiang Y.B., Xu H.F., Lowe T. C., Zhu Y.T.: Corrosion resistance of ultra fine grained Ti, *Scripta Materialia* 51 (2004) 225-229.
- [8] Garbacz H.: Effect of nanostructure on the Ti Grade2 properties, *Inżynieria Materiałowa* 3 (2010) 777-780.
- [9] Kokubo T., Takadama H.: How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?, *Biomaterials* 27 (2004) 2907-2915.
- [10] Pachla W., Kulczyk M., Suś-Ryszkowska M., Mazur A., Kurzydłowski K.J.: Nanocrystalline titanium produced by hydrostatic extrusion, *Journal of Materials Processing Technology* 205 (2008) 173-182.
- [11] Souto M.R., Laz M.M., Reis R.L.: Degradation characteristics of hydroxyapatite coatings on orthopaedic TiAlV in simulated physiological media investigated by electrochemical impedance spectroscopy, *Biomaterials* 24 (2003) 4213-4221.
- [12] Venugopalan R., Wiemer J.J., George M.A., Lucas L.C.: The effect of nitrogen diffusion hardening on the surface chemistry and scratch resistance of Ti-6Al-4V alloy, *Biomaterials* 21 (2000) 1669-1677.

## ANALIZA NAPRĘŻEŃ I PRZEMIESZCZEŃ UKŁADU STABILIZUJĄCEGO KRĘGOSŁUPA

M.KIEL\*, J.MARCINIAK, M.BASIAGA, J.SZEWENZENKO

POLITECHNIKA ŚLĄSKA,  
INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,  
ZAKŁAD INŻYNIERII MATERIAŁÓW BIOMEDYCZNYCH  
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE, POLSKA

\* E-MAIL: MARTA.KIEL@POLSL.PL

[*Inżynieria Biomateriałów, 96-98, (2010), 44-48*]

### Wprowadzenie

Główny narząd ruchu jaki stanowi kręgosłup poddawany jest ciągłym obciążeniami statycznym oraz dynamicznym. Dlatego prawidłowe rozłożenie tych obciążeń pozwala na właściwe ukształtowanie układu kostno – stawowego, jak i jego funkcjonowanie. Największe siły działające na kręgi oraz krążki międzykręgowe występują w lędźwiowym odcinku kręgosłupa, na którego wysokości znajduje się środek ciężkości ciała ludzkiego [1,2].

Do leczenia zmian zwyrodnieniowych oraz urazów kręgosłupa po wypadkach komunikacyjnych, czy uprawiania sportów ekstremalnych stosowane są stabilizatory kręgosłupowe. Implanty te z biomateriałów metalowych umożliwiają unieruchomienie chorego odcinka kręgosłupa oraz uzyskanie stabilnego zrostu. Transpedikularna stabilizacja kręgosłupa umożliwia leczenie piersiowego, piersiowo-lędźwiowego oraz lędźwiowego odcinka kręgosłupa z dostępu operacyjnego tylnego. Cechy geometryczne i rozmiary tego rodzaju implantów są dostosowane do leczenia różnych schorzeń i dla różnych grup wiekowych pacjentów [1,3].

## STRESS AND DISPLACEMENT ANALYSIS OF SPINE STABILIZER

M.KIEL\*, J.MARCINIAK, M.BASIAGA, J.SZEWENZENKO

SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,  
INSTITUTE OF ENGINEERING OF MATERIALS AND BIOMATERIALS,  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL MATERIALS,  
18A KONARSKIEGO STREET, 44-100 GLIWICE, POLAND

\* E-MAIL: MARTA.KIEL@POLSL.PL

[*Engineering of Biomaterials, 96-98, (2010), 44-48*]

### Introduction

The main movement organ – spine is submitted to static and dynamic loads. Correct distribution of load ensures the proper formation of anatomical characteristic in osteo – muscular system and the correct functioning of spine. The maximum loading forces influencing the vertebrae and intervertebral discs are in the lumbar part of spine, where is human's centre of gravity [1,2].

Pathological changes and injuries of spine after communication accident or extreme sports are realized with the use of spine stabilizers. Metallic implants immobilize the sick part of spine and let achieve the stable union. The transpedicular stabilization system of spine enables treatment of thoracic, thoracic – lumbar and lumbar segment of spine by posterior surgical approach. Geometric features of stabilizers' elements match individual anthropometric features of patients [1,3].

Osteoporosis is a disease which is characterized by low bone mass and perturbation of osseous tissue's microarchitecture. The mentioned increase factors bone brittleness and in consequence fracture risk. Density of bone changes with age. Bone mineral density (BMD) reaches the largest value for age up to 35 years. After 40 years BMD decreases. It's caused by decrease of osteoblasts and collagen what is consequence of bone demineralization [4].

Osteoporoza jest chorobą charakteryzującą się małą masą kostną i zaburzeniami mikroarchitektury tkanki kostnej, które zwiększają kruchość kości, a w konsekwencji zwiększają ryzyko złamań. Gęstość kości zmienia się wraz z wiekiem. Do 35 roku BMD (bone mineral density) osiąga najwyższą wartość. Po 40 roku życia BMD zaczyna się zmniejszać, spadek ilości osteoblastów oraz kolagenu przyczynia się do demineralizacji kości [4].

Znajomość własności materiałowych oraz mechanicznych kości oraz tkanek kostnych pozwala wyznaczyć naprężenia generowane w kości oraz dobrać odpowiednie własności mechaniczne implantów metalowych.

## Materiał i metodyka badań

Do badań wytypowano transpedikularny stabilizator kręgosłupa (znany z zastrzeżenia patentowego [5]) wykonany ze stopu Ti-6Al-4V. W skład stabilizatora kręgosłupowego wchodzi śruby transpedikularne, łącznik, pręty nośny, nakrętki oraz elementy dociskające.

Dla przeprowadzenia analizy numerycznej niezbędne było opracowanie modelu geometrycznego transpedikularnego stabilizatora kręgosłupa – RYS. 1.

Na podstawie danych uzyskanych z tomografii komputerowej rzeczywistego kręgosłupa opracowano model geometryczny odcinka lędźwiowego kręgosłupa. W dalszej kolejności opracowano model geometryczny układu odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator transpedikularny. Stabilizator został zaimplantowany zgodnie z zaleceniami techniki operacyjnej na poziomie L3–L4 z dostępu operacyjnego tylnego – RYS.2a.

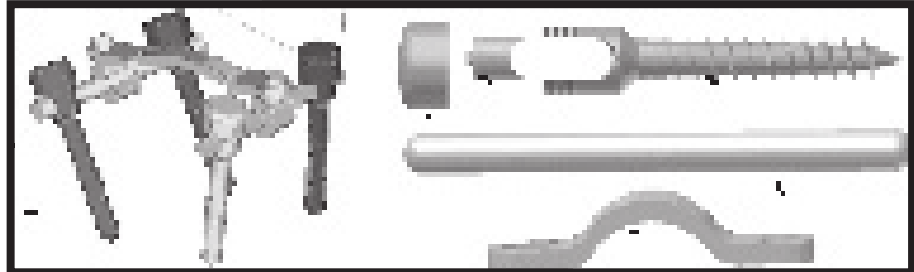
Na bazie modeli geometrycznych wygenerowano siatkę elementów skończonych do obliczeń metodą elementów skończonych – RYS.2b. Do dyskretyzacji modeli wykorzystano element skończony typu SOLID 95.

Dla przeprowadzenia analizy niezbędne było określenie i nadanie warunków początkowych i brzegowych, które z odpowiednią dokładnością odwzorowały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym.

The knowledge of materials and mechanical properties and bone tissues allow to determine stresses generated in bone and choose adequate mechanical properties of metallic implants.

## Material and method

The transpedicular spine stabilizer made of Ti-6Al-4V alloy (known from patent [5]) was analyzed in the work. The stabilizer consists of transpedicular screw, connector, supporting rod, nut and clamp element – FIG. 1.



**RYS. 1. Transpedikularny stabilizator kręgosłupa: a) model geometryczny, b) elementy stabilizatora: 1 - nakrętka, 2 - element dociskowy, 3 - śruba transpedikularna, 4 - pręt nośny, 5 - łącznik.**

**FIG. 1. Transpedicular spine stabilizer: a) geometrical model, b) stabilizer elements: 1 - nut, 2 - clamp element, 3 - transpedicular screw, 4 - supporting rod, 5 - connector.**

Geometrical model of lumbar spine was prepared on the basis of data obtained from computer tomography of a real spine. In the next step geometrical model of lumbar spine – transpedicular stabilizer was prepared. Stabilizer was implanted according to the operating technique on L3–L4 segment by posterior surgical approach – FIG.2 a.

On the basis of geometrical models finite element method was applied – FIG.2b. Meshing was realized with the use of SOLID95 element.

In order to carry out calculations it was necessary to evaluate and establish initial and boundary conditions which imitate phenomena in real system with appropriate accuracy. The following assumptions were established (FIG.2c):

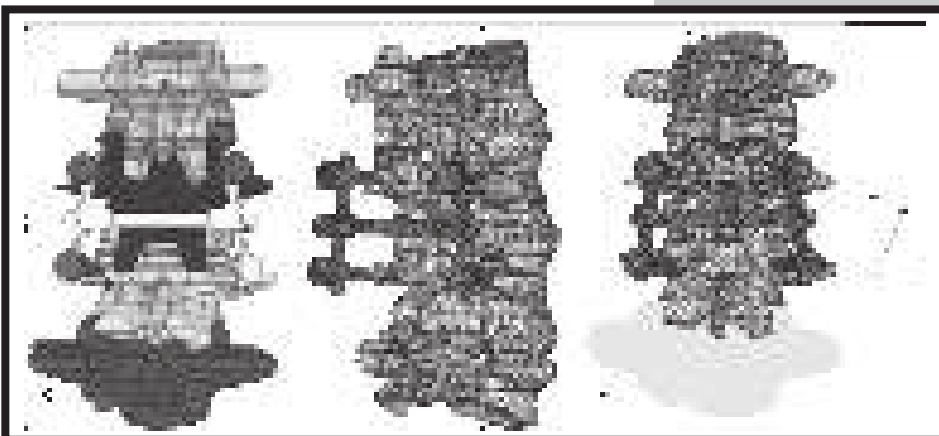
- the fifth vertebra of lumbar spine was immobilized (all degrees of freedom of surface nodes were taken away). It enabled displacements at last lumbar vertebrae, blocking possible rotation,

- the second lumbar vertebra was loaded with forces: 700 N, 1000 N, 1300 N, 1600 N, on whole surface,

- in third and fourth vertebra the spine stabilizer was implanted according to the operating technique.

The mechanical properties for analysis were as follows [6–8]: for Ti-6Al-4V alloy:  $E=1.06 \cdot 10^5$  MPa,  $\nu=0.33$ , for healthy spine: vertebrae:  $E=1.15 \cdot 10^4$  MPa,  $\nu=0.30$ , intervertebral disc:  $E=110$  MPa,  $\nu=0.40$ , for spine with the progressive osteoporosis: vertebrae:  $E=8000$  MPa,  $\nu=0.30$ , intervertebral disc:  $E=4.2$  MPa,  $\nu=0.45$ .

The scope of the analysis included determination of relative displacements of transpedicular stabilizer and reduced stresses in elements of analyzed system



**RYS. 2. Układ odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator transpedikularny: a) model geometryczny, b) model po dyskretyzacji, c) zdyskretyzowany model z przyjętymi warunkami brzegowymi.**

**FIG. 2. Lumbar spine – transpedicular stabilizer system: a) geometrical model, b) meshed model, c) meshed model with the boundary conditions.**

**TABELA 1. Maksymalne wartości względnych przemieszczeń transpedikularnego stabilizatora kręgosłupa dla różnych wartości przyłożonego obciążenia i kierunków.**

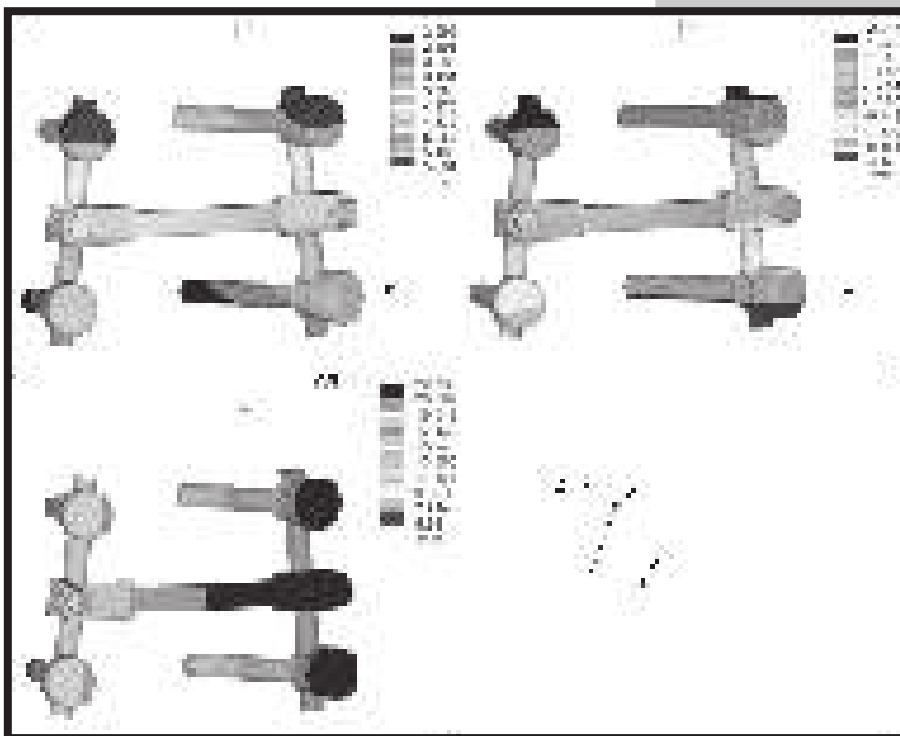
**TABLE 1. Relative displacements of transpedicular stabilizer for different loads and directions.**

Siła obciążająca, Load [N]	Całkowite przemieszczenie, Relative displacement [mm]			Przemieszczenie pomiędzy śrubami, Displacement be- tween screws [mm]	Całkowite przemieszczenie, Relative displacement [mm]			Przemieszczenie pomiędzy śrubami, Displacement be- tween screws [mm]
	Kręgosłup zdrowy				Kręgosłup z postępującą osteoporozą			
	OX	OY	OZ	Wzdłuż osi OZ	OX	OY	OZ	Wzdłuż osi OZ
700	0,43	0,37	0,09	0,11	7,4	7,2	1,6	2,53
1000	0,61	0,53	0,12	0,16	10,6	10,3	2,3	3,62
1300	0,79	0,70	0,16	0,21	13,8	13,4	3,0	4,71
1600	0,97	0,86	0,19	0,26	16,9	16,4	3,6	5,83

**TABELA 2. Maksymalne wartości naprężeń wyznaczone dla elementów układu odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator transpedikularny.**

**TABLE 2. Maximum equivalent stress values evaluated for the lumbar spine – transpedicular stabilizer system.**

Siła obciążająca [N]	Naprężenie zredukowane, Equivalent stress [MPa]							
	Kręgosłup zdrowy, Healthy spine				Kręgosłup z postępującą osteoporozą, Spine with the progressive osteoporosis			
	Łącznik–pręt nośny Connector–sup- porting rod	Śruby Screws	Kręgi Vertebras	Krażek Intervertebral disc (L3–L4)	Łącznik–pręt nośny Connector–sup- porting rod	Śruby Screws	Kręgi Vertebras	Krażek Intervertebral disc (L3–L4)
700	47	57	17	1,2	145	242	21	0,57
1000	67	81	24	1,8	207	346	31	0,82
1300	87	105	31	2,3	270	450	40	1,07
1600	107	129	38	2,8	328	546	48	1,29



**RYS. 3. Rozkład przemieszczeń stabilizatora kręgosłupa przy obciążeniu 1600 N: a) na osi OX, b) na osi OY, c) na osi OZ (kręgosłup z postępującą osteoporozą).**

**FIG. 3. Displacements in the spine of stabilizer loaded with the force 1600 N: a) OX axis, b) OY axis, c) OZ axis (spine with the progressive osteoporosis).**

for healthy spine and spine with progressive osteoporosis. The relative displacement is determined as displacement of stabilizer elements without displacement of the spine.

The muscle system of spine was omitted in settlement of boundary conditions. In the effect all the loads and displacements of the parts of spine were carried by stabilizer – vertebrae – intervertebral discs system.

## Results

The results of the analysis of relative displacements and equivalent stresses of lumbar spine – transpedicular stabilizer system (for healthy spine and spine with the progressive osteoporosis) are presented in TABLE 1 and 2 and FIGS.3 and 4.

On the basis of the analysis it was affirmed that for both healthy spine and spine with progressive osteoporosis the maximum relative displacements were determined along OZ axis (which is covered with axis of compression force). The values were equal to 0.97 and 16.90 mm respectively. Where as minimum relative displacements along OX axis

Dla potrzeb analizy przyjęto następujące założenia (RYS.2c):

- kręgosłup L5 został unieruchomiony poprzez odebranie wszystkim węzłom wchodzącym w jego skład wszystkich stopni swobody, co uniemożliwiało jego przemieszczanie się oraz ewentualną rotację,
- kręgosłup L2 został obciążony równomiernie na całej powierzchni siłami: 700 N, 1000 N, 1300 N, 1600 N,
- w kręgosłupie L3 i L4 został wprowadzony stabilizator kręgosłupa zgodnie z zaleceniami techniki operacyjnej.

Dla potrzeb analizy przyjęto własności materiałowe odpowiadające [6–8]: stopowi Ti-6Al-4V:  $E=1,06 \cdot 10^5$  MPa,  $\nu=0,33$ , kręgosłupowi zdrowemu: kręgom:  $E=1,15 \cdot 10^4$  MPa,  $\nu=0,30$ , krążkowi międzykręgowemu:  $E=110$  MPa,  $\nu=0,40$ , kręgosłupowi z postępującą osteoporozą: kręgom:  $E=8000$  MPa,  $\nu=0,30$ ; krążkowi międzykręgowemu:  $E=4,2$  MPa,  $\nu=0,45$ .

Przy ustalaniu warunków brzegowych analizy pominięto układ mięśniowy kręgosłupa. W efekcie całość obciążeń i przemieszczeń segmentów kręgosłupa przenoszony jest przez układ stabilizator – kręgi – krążki międzykręgowe.

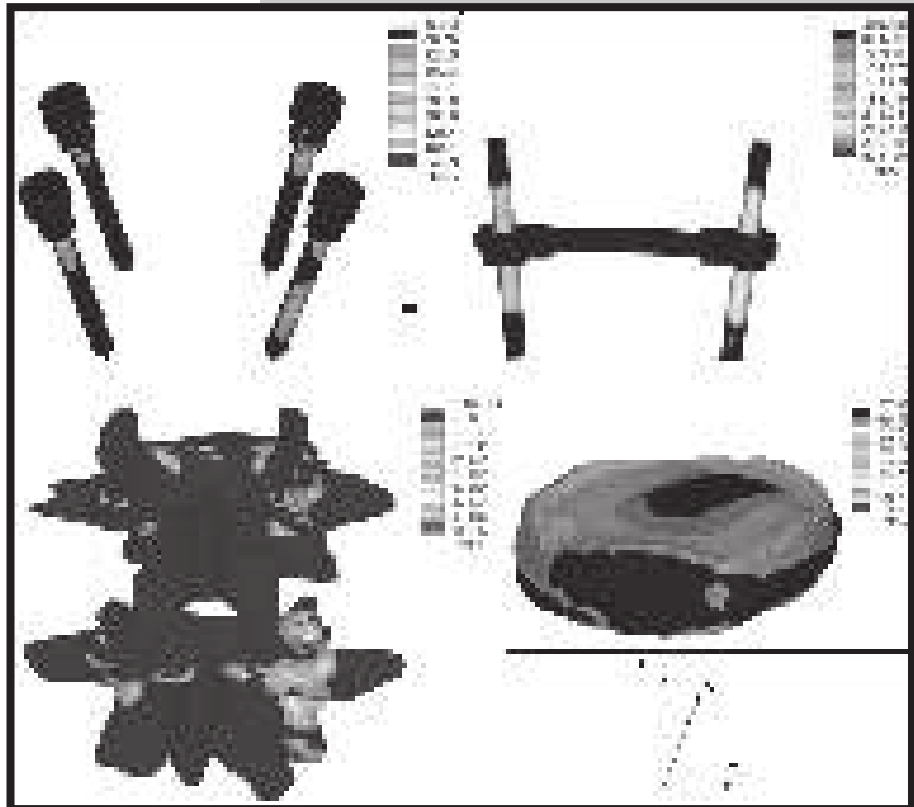
Zakres analizy obejmował wyznaczenie stanu przemieszczeń względnych stabilizatora transpedikularnego oraz stanu naprężeń zredukowanych w elementach analizowanego układu dla kręgosłupa zdrowego i z postępującą osteoporozą. Przemieszczenie względne rozumiane jest jako przemieszczenie elementów stabilizatora bez uwzględniania przemieszczeń kręgosłupa.

## Wyniki badań

Wyniki analizy stanu przemieszczeń względnych oraz naprężeń zredukowanych, przeprowadzonej dla układu odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator transpedikularny (kręgosłupa zdrowego i z postępującą osteoporozą) przedstawiono w TABELACH 1 i 2 oraz na RYS. 3 i 4.

Na podstawie przeprowadzonej analizy stwierdzono, że zarówno dla kręgosłupa zdrowego, jak i z postępującą osteoporozą maksymalne przemieszczenia względne występowały wzdłuż osi OZ (pokrywającej się z kierunkiem działania siły osiowej). Wartości te wynosiły odpowiednio 0,97 i 16,90 mm. Natomiast najmniejsze względne przemieszczenia zlokalizowano wzdłuż osi OX i wynosiły one odpowiednio 0,19 i 3,57 mm przy maksymalnym obciążeniu układu siłą 1600 N – RYS.3. Dodatkowo wyznaczono przemieszczenie pomiędzy końcami śrub (na poziomie L3 i L4) zgodnie z kierunkiem działania siły osiowej (oś OZ). Wartość przemieszczenia przy obciążeniu układu maksymalną siłą 1600 N dla kręgosłupa zdrowego wynosiło 0,26 mm, natomiast dla kręgosłupa z postępującą osteoporozą 5,83 mm.

W dalszej kolejności wyznaczono rozkład stanu naprężeń w układzie odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator transpedikularny. Stwierdzono, że największe wartości naprężeń występowały w śrubach transpedikularnych w układzie odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator transpedikularny zarówno dla kręgosłupa zdrowego, jak i z postępującą



**RYS. 4. Rozkład naprężeń zredukowanych występujących w: a) śrubach, b) łączniku – pręcie nośnym, c) kręgosłupach (L3–L4), d) krążku międzykręgowym, podczas obciążania układu siłą 1600 N (kręgosłup z postępującą osteoporozą). FIG. 4. Equivalent stresses in: a) the screws, b) connector – supporting rod, c) the vertebrae L3–L4, d) the intervertebral disc loaded with the force 1600 N (spine with the progressive osteoporosis).**

and were equal to 0.19 and 3.57 mm for the maximum forces of 1600 N. Additionally the displacement between the end of screws (on L3-L4 segment) was determined. Value of displacement for the maximum forces of 1600 N for healthy spine was 0.26 mm, while for the spine with progressive osteoporosis 5.83 mm.

Next, equivalent stresses in lumbar spine – transpedicular system were determined. It was affirmed that the maximum values of equivalent stresses were occurred in transpedicular screws for both healthy spine and spine with progressive osteoporosis. The values were equal to 129 and 546 MPa for the maximum forces of 1600 N – FIG. 4a, TAB. 2. In the next step equivalent stresses for connector – supporting rod, vertebrae and intervertebral disc were determined. For both healthy spine and spine with the progressive osteoporosis the maximum equivalent stresses generated in connector – supporting rod were near their contact place and were adequate 107 and 328 MPa for the maximum forces of 1600 N – FIG. 4b. The maximum values of equivalent stresses generated in vertebrae (both healthy and with progressive osteoporosis) were observed near the right lower transpedicular screw on L4 segment. They were adequate 38 i 48 MPa for the maximum forces of 1600 N – FIG. 4c. The maximum equivalent stresses generated in intervertebral disc (L3–L4) during the maximum load forces of 1600 N for healthy spine were 2.8 MPa, while for the spine with the progressive osteoporosis 1.29 MPa – FIG. 4d.



osteoporozą. Wartości te wynosiły odpowiednio 129 i 546 MPa przy maksymalnym obciążeniu siłą 1600 N – RYS. 4a, TAB. 2. W dalszej kolejności wyznaczono rozkład naprężeń dla łącznika – pręta nośnego, kręgow i krążka międzykręgowego. Zarówno dla kręgosłupa zdrowego, jak i z postępującą osteoporozą maksymalne naprężenia generowane w układzie łącznik – pręt nośny występowały w okolicach ich kontaktu i wynosiły one odpowiednio 107 i 328 MPa przy maksymalnym obciążeniu siłą 1600 N – RYS. 4b. Maksymalne naprężenia generowane w kręgach (zarówno zdrowych, jak i z postępującą osteoporozą) zaobserwowano w miejscu wprowadzania dolnej prawej śruby transpedikularnej na poziomie L4. Wynosiły one odpowiednio 38 i 48 MPa przy maksymalnym obciążeniu układu siłą 1600 N – RYS. 4c. Z kolei największe naprężenia generowane w krążku międzykręgowym (L3–L4) podczas maksymalnego obciążenia siłą 1600 N wynosiły dla kręgosłupa zdrowego 2,8 MPa, natomiast dla kręgosłupa z postępującą osteoporozą 1,29 MPa – RYS. 4d.

## Podsumowanie

Uzyskane wartości przemieszczeń względnych stabilizatora transpedikularnego (kręgosłup zdrowy) świadczą o stabilności i odpowiedniej sztywności analizowanego układu. Niezależnie od analizowanego elementu maksymalne naprężenia zredukowane występowały w tych samych okolicach, zarówno dla kręgosłupa zdrowego, jak i z postępującą osteoporozą. Największe wartości naprężeń zredukowanych wyznaczono w górnej prawej śrubie transpedikularnej na poziomie L3 i wynosiły dla kręgosłupa zdrowego 129 MPa i z postępującą osteoporozą 546 MPa. Uzyskane w analizie wartości naprężeń zredukowanych nie przekroczyły granicy plastyczności biomateriału metalowego ( $R_{p0,2}=790$  MPa). Większe wartości przemieszczeń względnych oraz naprężeń zredukowanych wyznaczone dla kręgosłupa z osteoporozą związane są ze zmniejszającą się gęstością oraz demineralizacją kręgow.

Uzyskane wyniki analizy numerycznej stabilizatora transpedikularnego z wykorzystaniem metody elementów skończonych stanowią cenną metodykę dla prawidłowego zaprojektowania jego postaci, cech geometrycznych, doboru własności mechanicznych stabilizatora oraz stopnia umocnienia biomateriału metalowego.

## Podziękowania

*Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2010 – 2012 jako projekt badawczy.*

## Conclusions

The calculation of relative displacements of transpedicular stabilizer (healthy spine) showed that the proposed type of stabilizer enables correct stabilization of spine. Apart from analyzed element the maximum equivalent stresses were occurred in the same place both for healthy spine and spine with the progressive osteoporosis. The maximum values of equivalent stresses were determined in right upper transpedicular screw (on L3 segment) and they were equal to 129 MPa for healthy spine and 546 for spine with progressive osteoporosis. Equivalent stresses generated during the numerical analysis did not exceed the yield point of metallic biomaterial ( $R_{p0,2}=790$  MPa). The biggest values of relative displacements for spine with the progressive osteoporosis are connected with the reducing bone density and vertebrae demineralization.

The result of biomechanical analysis for transpedicular stabilizer and plate stabilizer obtained by FEM are very valuable for determination of construction features of the stabilizer, and for selection of mechanical properties of metallic biomaterial as well as its degree of strain hardening.

## Acknowledgements

*The work was supported by scientific funds in 2010 – 2012 in the form of research grant.*

## Piśmiennictwo

- [1] Nałęcz M.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Tom V. EXIT, Warszawa 2004.
- [2] Mrozowski J., Awrejcewicz J.: Podstawy biomechaniki. Wyd. Pol. Łódzkiej, Łódź 2004.
- [3] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wyd. Pol. Wrocławskiej, Warszawa 1997.
- [4] Smith R., Harrisom J., Cooper C.: Osteoporoza. Medycyna Praktyczna. Kraków 2000.
- [5] Będziński R., Filipiak J., Pezowicz C., Marciniak J.: Stabilizacja transpedikularna kręgosłupa do leczenia złamań i zniekształceń, Patent nr. 3356/29/03, z dnia: 8.12.2003

## References

- [6] Marciniak J.: Biomateriały. Wyd. Pol. Śl., Gliwice 2002.
- [7] Gzik-Zroska B., Tejszerska D., Wolański W.: Analiza stanu obciążenia lejkowatej klatki piersiowej po korekcji płytką stabilizującą, Modelowanie inżynierskie 34, Gliwice 2007, s. 37–42.
- [8] Polikeit A., Nolte P. L., Ferguson J. S.: Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit. Journal of Biomechanics 37 (2004) pp. 1061–1069.