

WYBRANE WŁASNOŚCI BIOMECHANICZNE PEEKOWEJ PROTEZY TRZONU TYPU „FUSION”

L.F.CIUPIK¹, A.KIERZKOWSKA^{1,2}, M.ŁOZOWSKI¹

¹ CENTRUM BADAWCZO-ROZWOJOWE,
INSTYTUT BIOINŻYNIERII MEDYCZNEJ, LFC,
UL. KOZUCHOWSKA 41, 65-364 ZIELONA GÓRA

² UNIWERSYTET ZIELONOGÓRSKI,
INSTYTUT BUDOWY I EKSPLOATACJI MASZYN,
UL. PODGÓRNA 50, 65-246 ZIELONA GÓRA

*Słowa kluczowe: proteza trzonu, biomechanika,
badania modelowe, polimer, kręgosłup
[Inżynieria Biomateriałów, 99-101, (2010), 80-82]*

Wprowadzenie

Dysfunkcje przedniej kolumny kręgosłupa często wymagają usunięcia części lub całości uszkodzonych chorobowo: zwykle onkologicznie, osteoporoza [1,2] lub urazowo w wyniku urazu kompresyjnego, kompresyjno-fleksyjnego trzonów/trzonu [3]. W celu przywrócenia funkcji nośnych kręgosłupa, ubytki kostne wewnątrz trzonów, przy zachowaniu ciągłości tkanki zbitiej wypełnia się najczęściej cementem kostnym [4,5] lub usuwa trzon/część trzonu i zastępuje międzytrzonowym stabilizatorem implantowym, protezą typu „fusion” [6,7,8].

Celem pracy była ocena wytrzymałościowa polimerowego modelu stabilizatora międzytrzonowego/protezy trzonu w próbie osiowego ściskania z wykorzystaniem badań numerycznych oraz empirycznych z weryfikacją uzyskanych wyników obydwu metod badawczych.

Materiały i metody

Do badań użyto modelu stabilizatora międzytrzonowego (patent), jednopoziomowego wykonanego z implantowego polimeru typu PEEK Optima. Badania numeryczne (FEM) zrealizowano z wykorzystaniem pakietu obliczeniowego ANSYS. Testy polegały na wyznaczeniu maksymalnych naprężeń zredukowanych występujących w protezie podczas próby ściskania. Analiza uwzględnia nieliniowy model materiałowy. Założono warunki brzegowe z wymuszonym utwierdzeniem i przemieszczeniem. Na model została naniesiona siatka elementów skończonych typu tetragonalnego.

Badania doświadczalne, wytrzymałościowe przeprowadzono na maszynie MTS/MiniBionix zaopatrzonej w systemem wizyjny do oceny odkształceń i przemieszczeń powierzchniowych (RYS.1). Próbkę stanowiącą model implantu międzytrzonowego ściskano osiowo, aż o zniszczenia, a także poddawano obciążeniom cyklicznym realizowanym z często-



RYS.1. Stanowisko do badań biomechanicznych: a) kalibracja systemu wizyjnego na maszynie MTS; b) stabilizator międzytrzonowy podczas obciążeń cyklicznych
FIG.1. Working station for biomechanical tests: a) calibration of vision system on the strength machine MTS; b) intervertebral body stabilizer during cyclic loads

SELECTED BIOMECHANICAL PROPERTIES OF THE “FUSION” TYPE PEEK VERTEBRAL BODY PROSTHESIS

L.F.CIUPIK¹, A.KIERZKOWSKA^{1,2}, M.ŁOZOWSKI¹

¹ RESEARCH & DEVELOPMENT CENTER,
INSTITUTE OF BIOENGINEERING, LFC,
41 KOZUCHOWSKA STR. ZIELONA GÓRA

² UNIVERSITY OF ZIELONA GÓRA,
INSTITUTE OF MECHANICAL ENGINEERING AND MACHINE OPERATION,
50 PODGÓRNA STR., 65-246 ZIELONA GÓRA

*Key words: vertebral body prosthesis, modeling
research, polymer, spine
[Engineering of Biomaterials, 99-101, (2010), 80-82]*

Introduction

Anterior spinal column dysfunctions often require removal of a part or whole of the damaged: usually oncologically, by osteoporosis [1,2] or by trauma as a result of compressive, compressive/flexion injury vertebral body/bodies [3]. In order to restore the load-bearing functions of the spine, bony voids within vertebral bodies, while maintaining the continuity of the connective tissue, are usually filled with bone cement [4,5] or whole/part of the vertebral body is removed and replaced with interbody implant stabilizer, “fusion” type prosthesis.

Aim of the study was to evaluate strength of polymeric model of interbody stabilizer/vertebral body prosthesis in an attempt to axial compression, using numerical and empirical studied with verification of results obtained from both research methods.

Materials and methods

In the study was used a model of one-level interbody stabilizer (patent pending), made of implant polymer type PEEK Optima. Numerical investigations (FEM) were carried out using ANSYS software. The tests consisted in determining of equivalent stress occurring in the prosthesis during the compression tests. The analysis complies non-linear material model. Boundary conditions were assumed, with forced fixation and displacement. Finite model was mesh by using a tetragonal element type.

Strength experimental studies were carried out on the strength machine MTS/MiniBionix equipped with vision system for evaluation of surface deformations and displacements (FIG.1). Samples representing interbody implant models were axially compressed, until the destruction, and subjected to cyclic loads realized with the frequency of 1 Hz, with number of cycles – 5 – from C₁ to C₅,

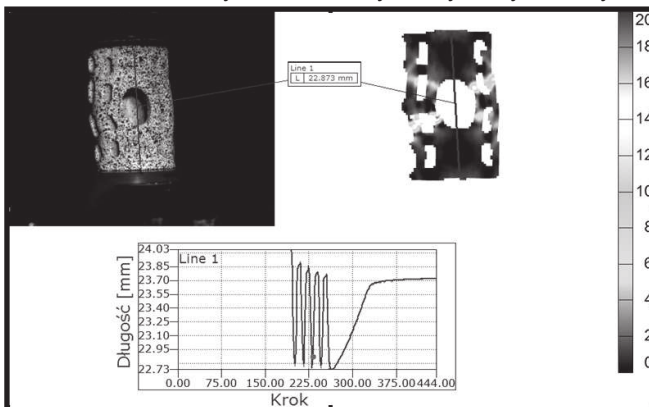
tlivością 1 Hz, przy liczbie cykli 5 - od C₁ do C₅, kolejno dla przemieszczeń: $\Delta h=0.5, 1, 1.5, 2$ i 2.5 mm.

Wyniki

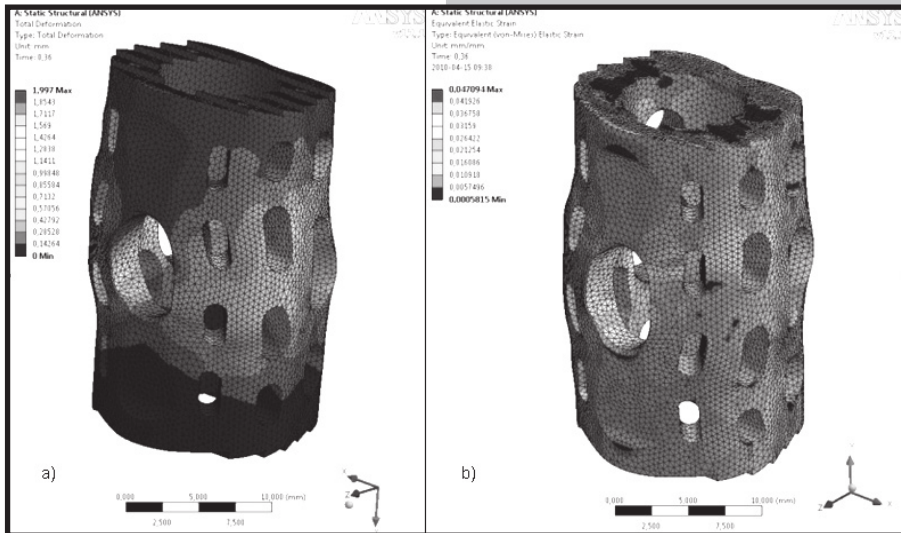
Wynikami badań numerycznych były mapy przemieszczeń całkowitych, naprężeń zredukowanych oraz odkształceń; przykłady przedstawiono na RYS.2. Granica plastyczności dla założonego modelu występuje przy przemieszczeniu na około $\Delta h=0.63$ mm i sile 4800 [N]. Przy przemieszczeniu do $\Delta h=2$ mm naprężenia wyniosły 165 MPa. Taka wartość według danych producenta odpowiada granicy wytrzymałości R_m polimeru PEEK Optima wykorzystanego w badaniach.

Wyniki badań w postaci sił: maksymalnej (F_{max}) i minimalnej (F_{min}) dla obciążeń cyklicznych przy przemieszczeniu $\Delta h=0.5, 1, 1.5, 2$ i 2.5 mm zestawiono w TABELI 1. F_{max} uzyskiwano podczas pierwszego cyklu obciążeń C₁. W miarę zwiększania liczby cykli (od C₁ do C₅) siła malała i dla ostatniego cyklu C₅ w każdej z prób osiągała wartości najniższe F_{min} . Przy czym różnica $F_{max}-F_{min}$ w kolejnych próbach była coraz większa, co należy przypisywać wpływowi zmęczenia materiału przy zwiększających się przemieszczeniach. W badaniach niszczących, siła graniczna wyniosła 6206 N przy przemieszczeniu ok. 2.2 mm i była niższa od wartości uzyskanych podczas badań cyklicznych w próbach nr 4 i 5. Odkształcenia miały charakter plastyczny o kontrolowanym przebiegu. Największe deformacje były obserwowane w obszarach otworów przy ściśnięciu Δh 6-8% (RYS.3).

Zestawienie wartości sił w funkcji przemieszczenia dla badań doświadczalnych i modelowych uzyskanych z uży-



RYS.3. Przykłady wyników powierzchniowych odkształceń uzyskanych w systemie wizyjno-pomiarowym
FIG.3. Examples of incomes of surface deformations obtained in the vision-measurement system

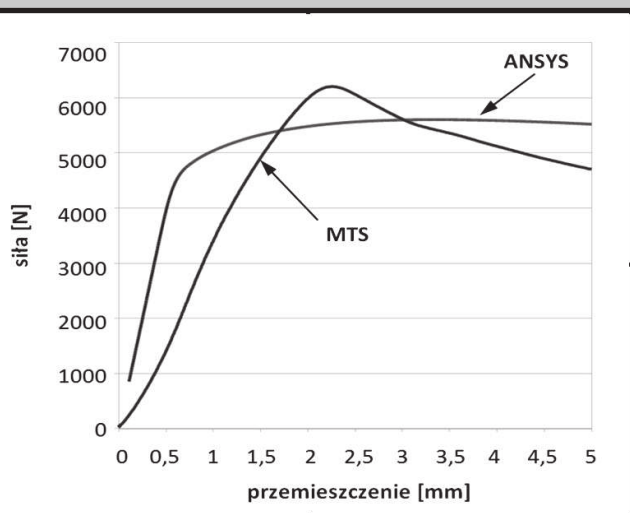


RYS.2. Przykłady obrazów z analiz FEM: a) całkowite przemieszczenie, b) odkształcenia
FIG.2. Examples of images from FEM analyses; a) total displacement, b) deformations

TABELA 1. Zestawienie sił: F_{max} oraz F_{min} dla poszczególnych prób badań cyklicznych
TABLE 1. Comparison of forces: F_{max} and F_{min} for particular trials of cyclic tests

Nr próby Trial No	Przemieszczenie cykliczne Cyclic displacement Δh [mm]	Siła max przy C ₁ Max Force at C ₁ F_{max} [N]	Siła min przy C ₅ Min Force at C ₅ F_{min} [N]	$F_{max}-F_{min}$ [N]
1	0.5	1315	1296	19
2	1	3750	3683	67
3	1.5	5775	5642	133
4	2	7143	6707	436
5	2.5	7357	5845	1512

ując pierwszy cykl obciążeń C₁. While increasing the number of cycles (from C₁ to C₂) the force decreased and for the last cycle C₅ in each of the samples obtained the lowest values of F_{min} . The difference $F_{max}-F_{min}$ in subsequent trials increased, which should be attributed to the impact of material fatigue at increasing displacements. In destructive tests, boundary



RYS.4. Porównanie wyników badań numerycznych z użyciem programu (ANSYS) oraz doświadczalnych (MTS)
FIG.4. Comparison of numerical tests results using software (ANSYS) and experimental tests (MTS)

in sequence for displacements: $\Delta h=0.5, 1, 1.5, 2$ and 2.5 mm.

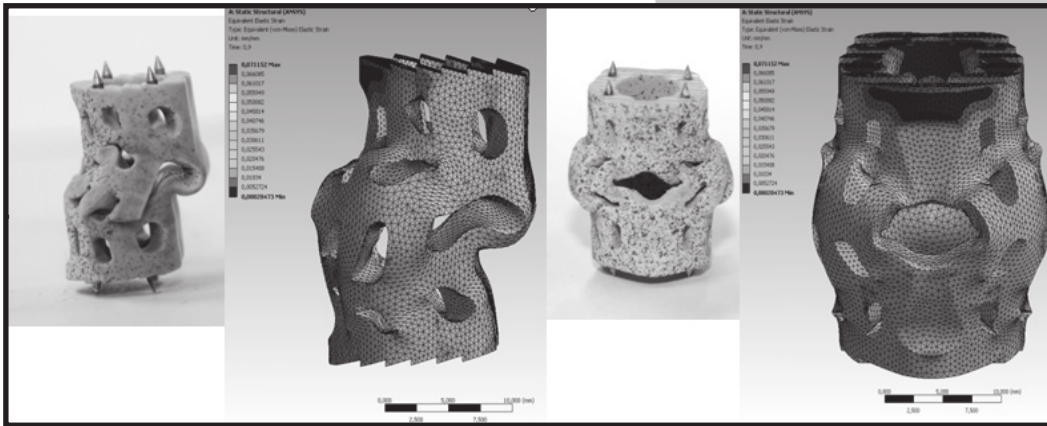
Results

Numerical tests results were the maps of total displacements, reduced strains and deformations; examples are presented in FIG.2. The yield strength for the assumed model occurs at the displacement of about $\Delta h=0.63$ mm and strength of 4800 [N]. At the

displacement up to $\Delta h=2$ mm strains were 165 MPa. Such a value according to the producer's data corresponds with the strength R_m of the polymer PEEK Optima used in these studies.

Tests results in a form of forces: maximum (F_{max}) and minimum (F_{min}) for cyclic loads at the displacement $\Delta h=0.5, 1, 1.5, 2$ and 2.5 mm were compared in TABLE 1.

F_{max} was obtained during the first cycle of loads C₁. While increasing the number of cycles (from C₁ to C₂) the force decreased and for the last cycle C₅ in each of the samples obtained the lowest values of F_{min} . The difference $F_{max}-F_{min}$ in subsequent trials increased, which should be attributed to the impact of material fatigue at increasing displacements. In destructive tests, boundary



RYS.5. Przykłady zestawienia widoków próbek po ścisnieniu z obrazami analiz komputerowych FEM

FIG.5. Example comparison of views of the samples after compression with images from computer analyses FEM

ciem ANSYS przedstawiono na RYS.4. Różnice uzyskanych rezultatów mogą wynikać z nieuwzględnionego zjawiska zmęczenia materiału, a także z rozbieżności w przyjętych do obliczeń wartości opisujących własności materiału modelowego i rzeczywistego.

Podsumowanie i wnioski

Odształcenia polimerowego modelu protezy trzonu podczas obciążeń charakteryzowały się kontrolowanym przebiegiem. Nie zaobserwowano oddzielania fragmentów konstrukcyjnych implantu. Największe deformacje były inicjowane w obszarach spodziewanych, najłagodniejszych – miejsca z otworami. Z przeprowadzonej analizy porównawczej wynika, że konstrukcja odznacza się znacznie większą wytrzymałością niż odpowiednie struktury kostne w miejscach, w których proteza jest stosowana i jest dostosowana do bezpiecznego przenoszenia obciążeń fizjologicznych.

W badaniach uzyskano daleko idącą odpowiedniość analiz komputerowych FEM z wynikami uzyskiwanymi w testach doświadczalnych (RYS.5). Metoda elementów skończonych FEM stanowi przydatne narzędzie poprzedzające i weryfikujące założenia do trudnych i kosztownych badań biomechanicznych.

Podziękowania

W pracy wykorzystano wyniki badań współfinansowanych ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego w ramach Programu Operacyjnego Innowacyjna Gospodarka, lata 2007-2013 (nr POIG.01.04.00-08-001/08-00).

Piśmiennictwo

- [1]. PF Heini, U Berlemann, M Kaufmann, K Lippuner, C Fankhauser, P van Landuyt. Augmentation of mechanical properties in osteoporotic vertebral bones-a biomechanical investigation of vertebroplasty efficacy with different bone cements. *Eur. Spine Journal* 10, 164-171, 2001.
- [2]. NB Watts, ST Harris, HK Genant. Treatment of painful osteoporotic vertebral fractures with percutaneous vertebroplasty or kyphoplasty. *Osteoporosis International* 12, 429-437, 2001.
- [3]. F Margel, M Aebi, SD Gertzbein, J Harms, S Nazarian. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur. Spine Journal* 3, 184-201, 1994.
- [4]. SM Belkoff, JM Mathis, LE Jasper, H. Deramond. The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior. *Spine* 26, 1537-1541, 2001.

force was 6206 N at the displacement about 2.2 mm and was lower than values obtained during cyclic tests in trials 4 and 5. Displacements had the plastic nature with a controlled course. The greatest deformations were observed in areas of holes at the compression Δh 6-8% (FIG.3).

The comparison of force values as the function of the displacement for experimental and modeling tests using ANSYS software is presented in FIG.4.

The differences of obtained outcomes can result from not considered fatigue of the material, and from divergences in values assumed for calculations, describing properties of the model and real material.

Summary and conclusions

Deformations of the polymeric model of the vertebral body prosthesis during the loading were characterized by a controlled course. No separation of construction fragments of the implant was observed. The greatest deformations were initialized in expected, the weakest areas – places with holes. The conducted comparative analysis shows, that the construction is characterized with much greater strength than corresponding bony structures in places, where the prosthesis is used and is suited for the safe transfer of physiological loads.

In the studies was obtained far-reaching suitability of computer FEM analysis with results obtained in experimental tests (FIG.5). Finite elements method FEM presents useful tool preceding and verifying assumptions for difficult and costly biomechanical tests.

Acknowledgements

In the paper were used results of studies subsidized by European Regional Development Fund within the Programme Innovative Technology, 2007-2013 (nr POIG.01.04.00-08-001/08-00).

References

- [5]. TH Lim, GT Brebach, SM Renner, et. al. Biomechanical evaluation of an injectable calcium phosphate cement for vertebroplasty. *Spine* 27, 1297-1302, 2002.
- [6]. E Ashkenazi. Anterior cervical decompression using the "Hybrid Decompression Fixation" technique, a combination of corpectomies and or discectomies, in the management of multilevel cervical myelopathy. *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research* 4 (16), 50-54, 2009.
- [7]. LF Ciupik, A Kierzkowska, J Pieniążek, D. Zarzycki. The meaning of the vertebral endplate in the intervertebral stabilization. *Spondyloimplantology of advanced treatment of the spine using DERO system*. Zielona Góra, 55-65, 2005.
- [8]. SM Knöllner, G Meyer, Ch Eckhardt, et. al. Range of motion in reconstruction situations following corpectomy in the lumbar spine. *Spine* 30 (9), E229-E235, 2005.