

ANALIZA ZMĘCZENIOWA TRANSPEDIKULARNEGO STABILIZATORA KRĘGOSŁUPA

M.KIEL*, J.MARCINIAK, M.BASIAGA, J.SZEWCZENKO

INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,
POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE, POLSKA
*MAILTO: MARTA.KIEL@POLSL.PL

[*Inżynieria Biomateriałów, 89-91, (2009), 238-240*]

Wprowadzenie

W ostatnich latach zaznacza się wzrastająca tendencja schorzeń i dysfunkcji kręgosłupa, wynikających z małej aktywności ruchowej społeczeństwa, urazów komunikacyjnych, aktywności sportowej, a w szczególności w sferze sportów ekstremalnych. Do tej kwestii wliczyć można także zwiększającą się liczbę osób starszych w populacjach. Statystyki medyczne wskazują, że główną przyczyną niesprawności u osób szczególnie po 45 roku życia jest ból kręgosłupowy. Z tego powodu cierpi około 70–80% ludności [1].

Najbardziej obciążonym i narażonym na zmiany zwyrodnieniowe odcinkiem kręgosłupa jest odcinek lędźwiowy. Na jego wysokości znajduje się środek ciężkości ciała ludzkiego. W nim też występują największe siły działające na kręgi oraz krążki międzykręgowe. Szacuje się, że ok. 62% przypadków patologicznych zmian w układzie kręgi – krążek międzykręgowy dotyczy właśnie segmentu L3 – L4 [2, 3].

Od początku lat 80-tych obserwuje się coraz to szersze zastosowanie śrubowych systemów transpedikularnych w leczeniu kręgosłupa. Wielu producentów oferuje własne rozwiązania konstrukcyjne stabilizatorów, różniące się między sobą rodzajem śrub oraz ich montażem. System transpedikularnej stabilizacji kręgosłupa umożliwia leczenie piersiowego, piersiowo-lędźwiowego i lędźwiowego odcinka kręgosłupa z dostępu operacyjnego tylnego. Typorozmiary poszczególnych implantów stosowanych w leczeniu kręgosłupa, pozwalają leczyć wszystkie grupy wiekowe pacjentów [1,4].

Naukowcy coraz częściej prowadzą badania doświadczalne weryfikując je symulacjami numerycznymi lub korzystając tylko z samej analizy numerycznej stosując metodę elementów skończonych.

Materiał i metodyka badań

Do badań wytypowano transpedikularny stabilizator kręgosłupa wykonany ze stali Cr-Ni-Mo. W skład stabilizatora kręgosłupowego wchodzi śruby transpedikularne, łącznik i pręty nośne. Skład chemiczny oraz stopień umocnienia biomateriału metalowego odpowiadał stopowi D z normy PN-ISO 5832/1 [5,6]. Stabilizator został zamocowany na pręcie z tworzywa sztucznego w sposób oddający warunki rzeczywistej stabilizacji na odcinku lędźwiowym kręgosłupa – RYS.1. Układ poddany analizie został zamocowany w uchwytach systemu badawczego wyposażonego w maszynę wytrzymałościową MTS 858 do badań dynamicznych.

Obciążenie układu stabilizator transpedikularny – pręt PCV było wynikiem założonego przemieszczenia maszyny o 1,5 i 2 mm. Przemieszczenie zostało dobrane w taki sposób, aby generować 50% wartości siły ściskającej niszczącej kręgi lędźwiowe. Zespoleń poddano 100 000 cykli.

Zspoleń poddawano badaniom dla dwóch ustawień

FATIGUE ANALYSIS OF TRANSPEDIKULAR STABILIZER ON LUMBAR PART OF SPINE

M.KIEL*, J.MARCINIAK, M.BASIAGA, J.SZEWCZENKO

INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS, SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
18A KONARSKIEGO STR., 44-100 GLIWICE, POLAND
*MAILTO: MARTA.KIEL@POLSL.PL

[*Engineering of Biomaterials, 89-91, (2009), 238-240*]

Introduction

Increasing tendency of affections and dysfunctions of spine which result from little mobile activity of society, accident injuries, sport activity, especially in extreme sports, has been observed in the last years. The increase of elder people in population is also important factor. Medical statistics indicate, that the main reason of inefficiency in people after 45 years old is spine pain. About 70–80% of population suffers from this reason [1].

The most vulnerable part of spine is a lumbar segment. There is located human's center of gravity and there also maximum forces loading vertebrae and intervertebral discs are observed. About 62% of pathological changes in the vertebra – intervertebral disc system refers to the L3 – L4 segment [2,3].

From the beginning of 80's the wide use of transpedicular screw systems is observed. Many producers of spine implants offer their individual solutions that differ in screw types and their assembly. The transpedicular stabilization system of spine enables treatment of thoracic, thoracic – lumbar and lumbar segment of spine. Geometric features of stabilizers' elements match individual anthropometric features of patients [1,4].

Scientists much more often carry out numerical simulations in order to verify results of experimental investigations or use only numerical analysis by means of finite element method.

Material and method

The spine's transpedicular stabilizer made of stainless steel (Cr-Ni-Mo) was investigated. This type of stabilizer consist of transpedicular screws, contact arm and supporting rods. Chemical constitution and degree of strain hardening were adequate with D alloy from PN-ISO 5832/1 standard [5,6]. Stabilizer was installed on PVC rod according to real stabilization on lumbar part of spine – FIG.1. Analyzed system was installed in holder of testing machine MTS 858.

Transpedicular stabilizer – PVC rod system load was result of displacement foundation testing machine about 1,5 and 2mm. Displacement was selected in order to generated 50% value of compressive force destructive for lumbar vertebrae. 100 000 cycles were applied to the system.

Two different install settings was analyzed. First install method was presented on FIG.1. In second install method system was moved about 90°. For the first install method a torque equal to 10 and 12Nm was applied. For the second install method, 12Nm torque was applied.

Requirements of fatigue research:

- I install method for 10 Nm and 12Nm torque:
 - range of traverse displacement – 2mm,
 - changing load in time – sinusoidal course,
 - 100 thousand load cycles with 0,65Hz frequency,

różniących się sposobem mocowania w maszynie wytrzymałościowej. Pierwszy sposób mocowania został przedstawiony na RYS. 1. W drugim sposobie mocowania zespolenie obrócono o kąt 90° w stosunku do osi maszyny. Dla pierwszego sposobu mocowania zastosowano moment dokręcający śrub 10 i 12Nm. Dla drugiego sposobu mocowania badania wykonano dla momentu dokręcającego śruby 12Nm.

Warunki przeprowadzenia badań zmęczeniowych:

• I sposób mocowania dla momentu dokręcającego śruby 10Nm i 12Nm:

- zakres przemieszczenia trawersy – 2mm,
- obciążenie zmienne w czasie – przebieg sinusoidalny,
- 100 tys. cykli obciążeń z częstotliwością 0,6 Hz,

• II sposób mocowania dla momentu dokręcającego śruby 12Nm:

- zakres przemieszczenia trawersy – 1,5 mm,
- obciążenie zmienne w czasie – przebieg sinusoidalny,
- 100 tyś. cykli obciążeń z częstotliwością 0,65 Hz.

Wyniki badań

Przy tak zadanych warunkach w stabilizatorze generowane były złożone stany naprężeń ściskająco – rozciągająco – zginających. Zakres momentów zginających działających w płaszczyźnie strzałkowej wynosił:

• I sposób mocowania dla momentu skręcającego śruby 10Nm – 28Nm dla ruchu fleksyjnego – zginanie oraz 76m dla wyprostu – RYS.2.,

• I sposób mocowania dla momentu skręcającego śruby 12 m – 6 Nm dla ruchu fleksyjnego – zginanie oraz 52Nm dla wyprostu – RYS.3. Po 57 000 cykli złamaniu uległ jeden pręt. Złamanie zlokalizowane było powyżej lewej dolnej śruby transpedikularnej. Było to spowodowane nierównomiernym rozkładem naprężeń generowanych w prętach podczas obciążania. W celu eliminacji nierównomiernego rozkładu naprężeń w prętach zastosowano drugi sposób mocowania stabilizatora w maszynie wytrzymałościowej oraz zmniejszono zakres przemieszczenia trawersy do 1,5 mm.

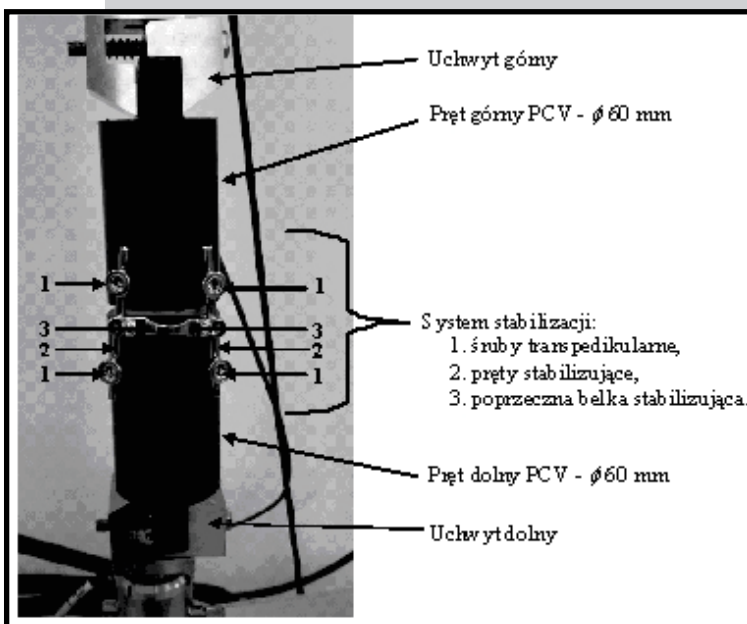
• II sposób mocowania dla momentu dokręcającego śruby 12Nm–48Nm dla ruchu fleksyjnego – zginanie oraz 32 m dla wyprostu – RYS.4.

Podsumowanie

Badania zmęczeniowe zostały przeprowadzone w celu określenia wytrzymałości stabilizatora na działanie siły ściskającej, rozciągającej oraz momentu gnącego i stabilności połączeń elementów suwliwych.

Stabilizacja w przeprowadzonych badaniach zmęczeniowych okazała się wytrzymałą pod działaniem 100 000 cykli złożonego stanu obciążenia. Uszkodzeniu uległ jedynie pręt wykonany ze stali Cr-Ni-Mo przy momencie dokręcającym śrub 12Nm po liczbie 57 000 cykli. Zakres momentów zginających działających w płaszczyźnie strzałkowej, przy których doszło do uszkodzenia wynosił: 68Nm dla ruchu fleksyjnego – zginanie oraz 52Nm dla wyprostu. Uszkodzenie miało związek z niesymetrycznym obciążeniem prętów stabilizatora, co wynikało z zamocowania zespolenia w uchwytach maszyny. Dlatego też zdecydowano o zmianie ustawienia próbki w stosunku do osi maszyny.

Podczas badań zaobserwowano poślizg elementu mocowania w stosunku do prętów stabilizujących. Poślizg wpływał



RYS.1. Układ stabilizator transpedikularny – pręt PCV zamocowany w uchwytach maszyny wytrzymałościowej MTS Insight 10 kN.

FIG.1. Transpedicular stabilizer – PVC rod system was installed in holder of testing machine MTS Insight 10 kN.

• II install metod for 12 Nm torque:

- range of traverse displacement – 1,5mm,
- changing load in time – sinusoidal course,
- 100 thousand load cycles with 0,65Hz frequency.

Results

In the stabilizer complex states of compression – tension – bending stresses were generated. The range of the obtained torques in sagittal plane was:

• I install method for 10Nm torque – 28Nm for inflexional motion – bending and 76m for extension – FIG.2.

• I install metod for 12Nm torque – 68Nm for inflexional motion – bending and 52Nm for extension – FIG.3. After 57 000 cycles one of rod was brake. Break place was above left lower transpedicular screw. It was caused by non-uniform stresses distribution during loading. In order to elimination these stresses and reduced range of traverse displacement to 1,5mm the second install method was applied.

• II install method for 12Nm torque – 48Nm for inflexional motion – bending and 32Nm for extension – FIG.4.

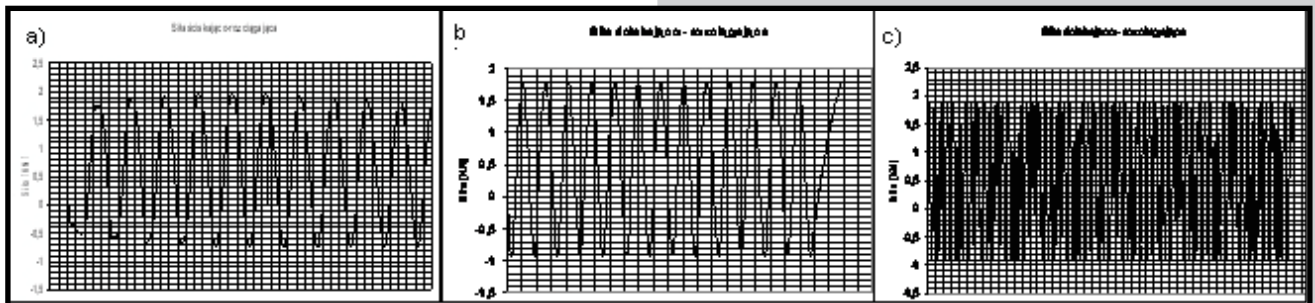
Conclusion

Fatigue analysis was carried out to determine strength of stabilizer on compression and tension forces, torques and stability of elements' connections.

The stabilization sustained 100 000 cycles. Only one rod made of stainless steel (Cr-Ni-Mo) was damaged after 57 000 cycles and 12Nm torque. Range of bending torque in sagittal plane was there 68 Nm for inflexional motion – bending and 52Nm for extension. This damage was connected with asymmetrical rod load what was result of the applied install method. That's why the install metod was changed.

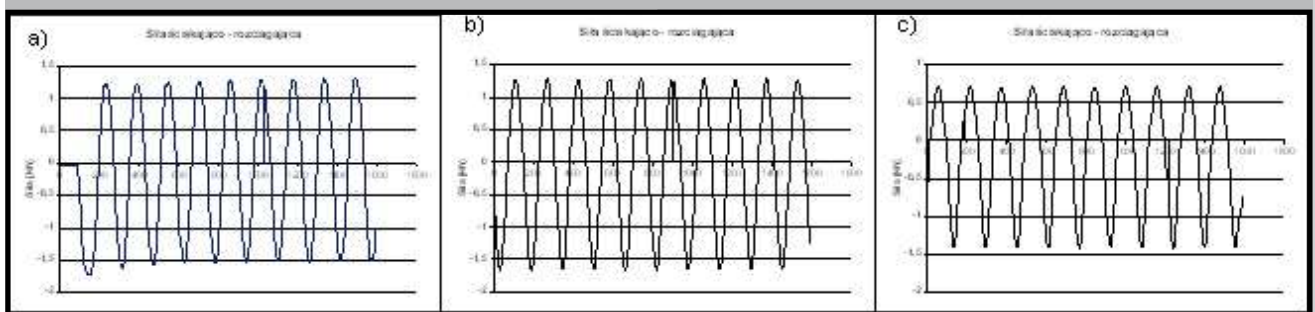
Slide between fixation element and stabilization rods was observed during the research. The slide influenced the bending torques. The sidle was reduced with increase of the applied torque (increase of friction force). The higher value of slide increased the bending torques analogous to extension.

na wartość momentów gnących. Wraz ze wzrostem momentu dokręcenia śrub (zwiększającego siły tarcia) poślizg ulegał zmniejszeniu. Większy poślizg powodował wzrost momentów zginających analogicznych do wyprostów.



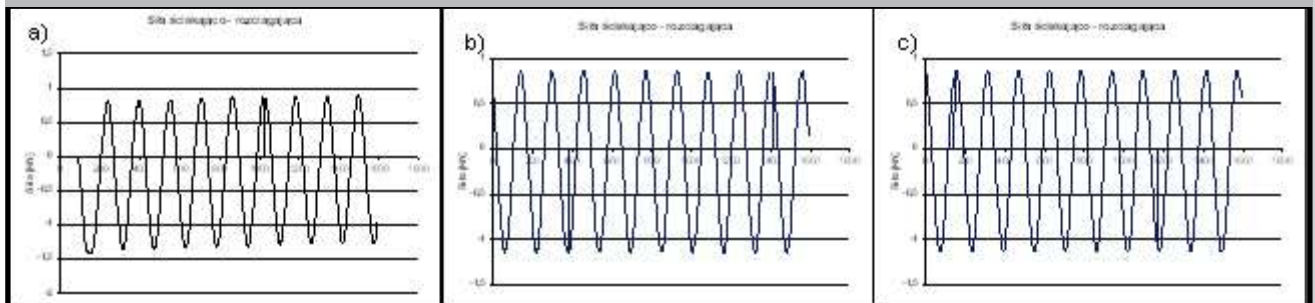
RYS.2. Przebieg siły: a) w pierwszych 10 cyklach, b) w cyklach 50000 – 50058, c) w ostatnich cyklach próby zmęczeniowej dla I mocowania przy momencie dokręcającym śrub 10Nm

FIG.2. Course of force: a) in first 10 cycles, b) in 50000 – 50058 cycles, c) in last cycles of fatigue analysis for 10Nm torque.



RYS.3. Przebieg siły: a) w pierwszych cyklach, b) w środkowych cyklach, c) w ostatnich cyklach próby zmęczeniowej dla I mocowania przy momencie dokręcającym śrub 12Nm.

FIG.3. Course of force: a) in first cycles, b) in middle cycles, c) in last cycles of fatigue analysis for I 12Nm torque.



RYS.4. Przebieg siły: a) w pierwszych cyklach, b) w środkowych cyklach, c) w ostatnich cyklach próby zmęczeniowej dla II mocowania przy momencie dokręcającym śrub 12Nm.

FIG.4. Course of force: a) in first cycles, b) in middle cycles, c) in last cycles of fatigue analysis for II 12Nm torque.

Piśmiennictwo

- [1] Ciupik L., Maciejczak A., Pieniążek J., Radek A., Zarzycki D.: Stabilizacja międzywyrostkowa, lędźwiowa: kompromis pomiędzy wypełnianiem funkcji leczniczych a wyborem materiału i rozwiązania konstrukcyjnego implantu. Zielona Góra: Spondyloimplantologia zaawansowanego leczenia kręgosłupa, 2005, s. 67–74.
- [2] Będziński R.: Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, t. V, EXIT, Warszawa 2004.

References

- [3] Marciniak J., Szewczenko J., Walke W., Basiaga M., Kiel M., Mańka I.: Biomechanical analysis of lumbar spine stabilization by means of transpedicular stabilizer. Information Technologies in Biomedicine, Springer 2008, ASC 47, pp. 529–536 (rozdział w monografii)
- [4] Nałęcz M.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Tom V. Warszawa, EXIT, 2004.
- [5] Marciniak J.: Biomateriały. Gliwice, Wyd. Pol. Śl., 2002.
- [6] PN – ISO 5832/1 – 1997: Wszczepy dla chirurgii Materiały metalowe – Stal nierdzewna do przeróbki plastycznej.