

ANALIZA NUMERYCZNA I DOŚWIADCZALNA ROTOTYPOWEGO, ROZPRĘŻNEGO GWOŹDZIA ŚRÓDSZPIKOWEGO

A.KAJZER*, W.KAJZER, J.MARCINIAK

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

[Inżynieria Biomateriałów, 89-91, (2009), 116-119]

Wprowadzenie

Aktualnie, do leczenia złamań odłamów kostnych lansowane są elastyczne metody stabilizacji. Podstawowym celem tych metod jest zapewnienie mikroruchów odłamów kostnych, które stymulują powstawanie regenerującej się tkanki i różnicowanie jej struktury, począwszy od ziarniny przez tkankę włóknistą i chrzęstną, aż do uzyskania struktury kości pierwotnej.

Ostatnio, bardzo popularna stała się metoda leczenia śródszpikowego złamań kości z zastosowaniem rozprężnego gwoźdźka typu „Fixion IM Nail”. Zastosowanie tego typu stabilizacji eliminuje potrzebę stosowania śrub blokujących [1-6].

Metodyka

Analiza numeryczna

W analizie numerycznej rozprężnego gwoźdźka śródszpikowego i układu gwoźdźdź śródszpikowy – kość udowa wykorzystano model numeryczny kości o następujących własnościach: moduł Young'a $E=18600\text{MPa}$, liczba Poisson'a $\nu=0,3$.

Model geometryczny rozprężnego gwoźdźka śródszpikowego wykonano w programie ANSYS. Dla potrzeb analizy przyjęto własności materiałowe stopu Ti-6Al-4V: moduł Young'a $E=1,1 \cdot 10^5\text{MPa}$, liczba Poisson'a $\nu=0,33$. Model geometryczny oraz po dyskretyzacji elementem typu SOLID95 układu kość udowa – rozprężny gwoźdźdź śródszpikowy przedstawiono na RYSUNKU 1. W celu przeprowadzenia analizy numerycznej układu zasymulowano złamanie proste kości

NUMERICAL AND EXPERIMENTAL ANALYSIS OF THE NEW, EXPANSION INTRAMEDULLARY NAILS

A.KAJZER*, W.KAJZER, J.MARCINIAK

SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS,
18 KONARSKIEGO STR., 44-100 GLIWICE, POLAND
*MAILTO: ANITA.KAJZER@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 89-91, (2009), 116-119]

Introduction

Nowadays, to stabilization of proximal femur in adults elastic methods of osteosynthesis are promoted. The basic aim of these methods is assuring micromovements of bone fragments that stimulate remodeling of bone by differentiation of its structure.

Application of a new expansion „Fixion IM” nails has become very popular treatment of long bone fractures. Application of these systems eliminates the need for interlocking screws [1-5].

Methods

Numerical analysis

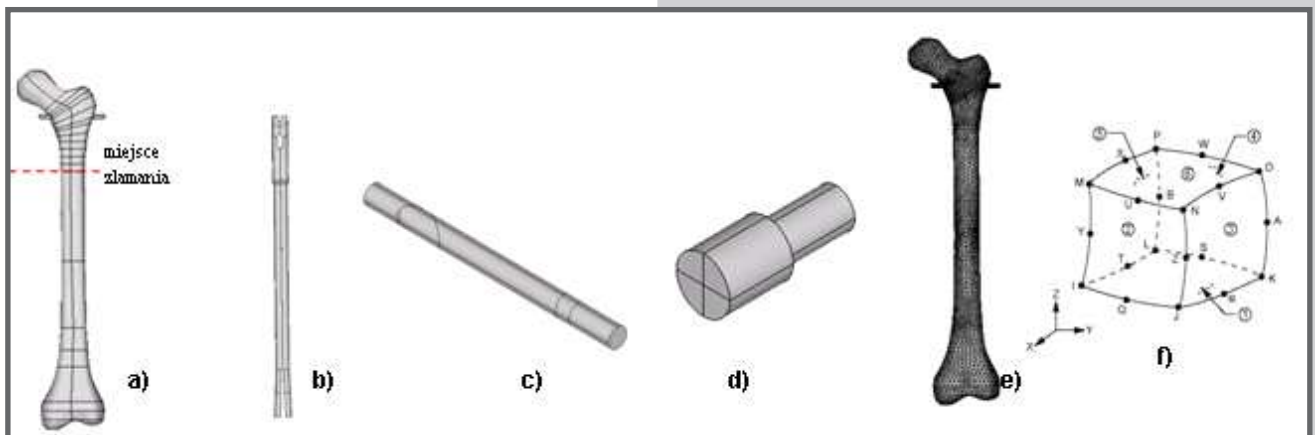
Numerical model of femur in the numerical analysis of the expandable intramedullary nail was applied. Young's modulus $E=18600\text{MPa}$ and Poisson's ratio $\nu=0,3$ were assumed for femur model.

Geometrical model of expandable intramedullary nail was prepared in ANSYS. The following mechanical properties of Ti-6Al-4V alloy were selected: Young's modulus $E=1,1 \cdot 10^5\text{MPa}$, Poisson's ratio $\nu=0,33$.

Geometrical model and after discretization the SOLID 95 finite element of the analyzed femur – expandable intramedullary nail system was presented in FIGURE 1. The analysis was carried out for proximal simple fracture (100 mm below trochanter).

Numerical analysis

In order to carry out the calculations, appropriate initial



RYS.1. Model geometryczny układu kość udowa – gwoźdźdź śródszpikowy rozprężny: a) widok ogólny, b) gwoźdźdź śródszpikowy, c) rygiel, d) śruba blokująca, e) model po dyskretyzacji (SOLID95).

FIG.1. Geometrical model of the femur – expandable intramedullary nail system: a) view of the system, b) intramedullary nail, c) lock, d) blocking screw, e) discrete model of the system SOLID95.

w odcinku bliższym około 100mm poniżej krętarza.

Warunki brzegowe

Dla przeprowadzenia obliczeń niezbędne było określenie i zadanie warunków początkowych i brzegowych, które z odpowiednią dokładnością odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Dla potrzeb analizy przyjęto następujące założenia:

- dolna część kości została unieruchomiona poprzez odebranie węzłom leżącym na płaszczyźnie wszystkich stopni swobody,
- część bliższą kości udowej obciążono wg schematu przedstawionego na RYSUNKU 2.

W celu możliwości porównania wyników analizy doświadczalnej z numeryczną zastosowano jedynie ścisłanie układu (maksymalną siłą ścisającą $F=2000N$, od 100N do 2000N) – RYS.2.

Zakres analizy obejmował wyznaczenie stanu przemieszczeń, odkształceń i naprężeń zredukowanych według hipotezy wyężeniowej Hubera–Misesa–Henckiego:

- w zdrowej kości udowej,
- w elementach układu kość udowa – gwóźdź śródszpikowy wykonany ze stopu Ti-6Al-4V.

Obliczenia realizowano w programie ANSYS 11 przy wykorzystaniu komputera klasy PC (Procesor Intel Core 2 Duo E6600, 4 GB RAM, Windows Vista Ultimate 64 bit).

Analiza doświadczalna

Do badań doświadczalnych układu kość udowa – rozprężny gwóźdź śródszpikowy, wytypowano 3 modele kości udowej szwedzkiej firmy Sawbones o własnościach zbliżonych do własności mechanicznych kości ludzkiej.

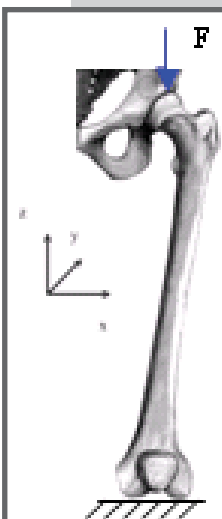
Do kości został zaimplantowany gwóźdź śródszpikowy rozprężny typu „Fixion IM Nail” (ze stopu Ti-6Al-4V) – RYS.3a,b. W celu porównania charakterystycznych wartości przemieszczenia analizę biomechaniczną przeprowadzono dla trzech modeli:

- Model 1 – kość bez przecięcia,
- Model 2, 3 – kość z zaimplantowanymi gwóźdźmi z przecięciem 100mm poniżej krętarza większego.

Do badań wykorzystano maszynę wytrzymałościową firmy Zwick/Roell Z100/SN5A. Czujniki rejestrowały wartości przemieszczeń w dwóch płaszczyznach: czołowej (wzdłuż osi x – czujniki 2,3,4) i strzałkowej (wzdłuż osi y – czujnik 1) – RYS.3c. Dodatkowo badano przemieszczenia w osi pionowej (z) rejestrowane przez układ pomiarowy na maszynie wytrzymałościowej. Przeszaczenia z czujników były rejestrowane co 100N. Od 10N do 2000N – obciążanie i od 2000N do 10N – odciążanie.

Wyniki

Porównanie wyników uzyskanych podczas analizy numerycznej i doświadczalnej obrazują wykresy na RYSUNKU 4. Przedstawiono wartości przemieszczeń dla poszczególnych punktów modeli odpowiadających wskazaniom



RYS.2. Schematyczna prezentacja warunków brzegowych zastosowanych w badaniach numerycznych. FIG.2. Loading scheme of model.

and boundary conditions reflecting phenomena in real system were determined. The following assumptions were set:

- lower part of the femur was immobilized (all degrees of freedom of nodes on external surfaces of condyles were taken away),
- proximal part of femur was loaded according to the scheme presented in FIGURE 2.

The first stage of the analysis was determination of displacements, strains and stresses: in

healthy femur, in elements of the femur – expandable intramedullary nail made of Ti-6Al-4V alloy.

The obtained stresses and strains were reduced values according to the Huber-Mises-Henck hypothesis.

Calculations were carried out in ANSYS 11 with the use of PC of the following parameters: (Procesor Intel Core 2 Duo E6600, 4 GB RAM, Windows Vista Ultimate 64 bit).

Experimental analysis

Three femur – expansion intramedullary nails system were applied in experimental investigations. Research was performed on femur models produced by Swedish company Sawbones.

The intramedullary „Fixion IM” nails (Ti-6Al-4V alloy) were implanted in to the bone – FIG.3.

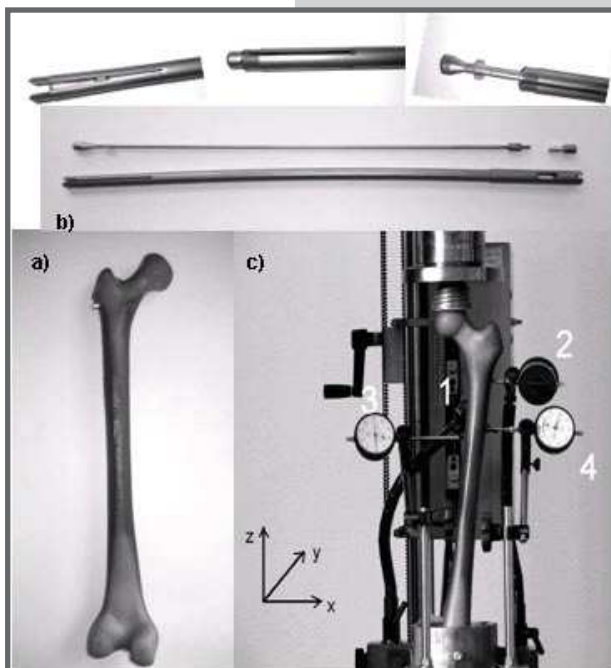
In order to compare displacements characteristic a biomechanical analysis of three models was carried out:

- Model 1 – femur without fracture gap,
- Model 2,3 – femur with expansion intramedullary nails – fracture gap was located 100 mm under greater trochanter.

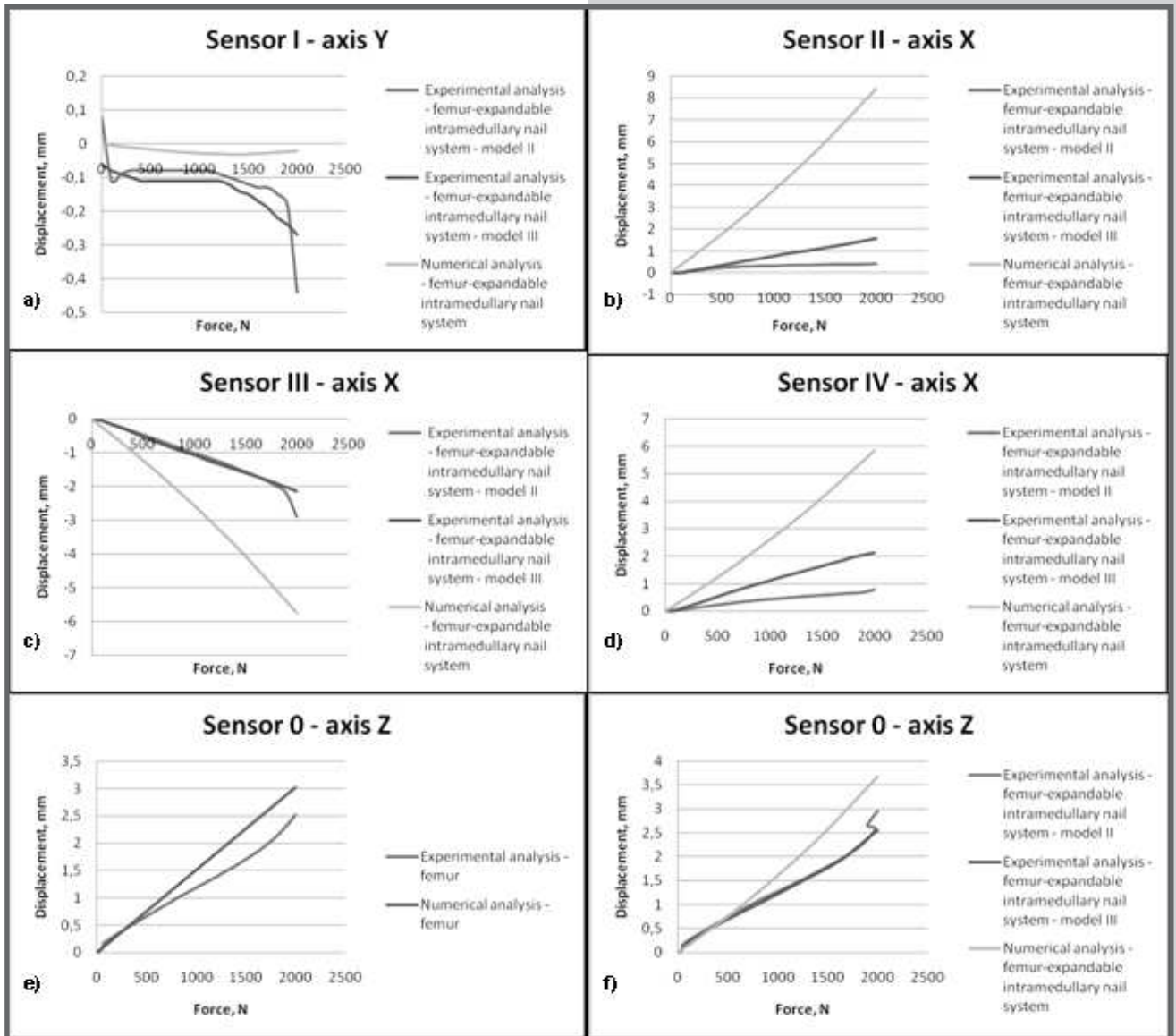
The tests of the femur – expansion intramedullary nails system were carried out with the use of the test machine Zwick/Roell Z100/SN5A. The sensors registered displacements in the frontal (x direction – sensors 2, 3, 4) and sagittal (y direction – sensor 1) plane. Additionally, displacements in „z” direction were registered. Displacements were being recorded from the sensors every 100N from 10N to 2000N – loading and from 2000 N to 10N – unloading.

Results

Comparison between numerical and experimental investigation are presented in the FIGURE 4. This figure show displacement from the sensors I, II, III i IV (x i y) and vertical direction (z – 0) for three chosen models 1, 2 i 3. The numerical analysis was carried out in order



RYS.3. Model kości udowej -a), gwóźdź śródszpikowy rozprężny -b), rozmieszczenie czujników zegarowych- c) FIG.3. Model of the femur - a), expansion intramedullary nail - b), displacement sensors set-up - c).



RYS.4. Porównanie wartości przemieszczenia od siły obciążającej (badania numeryczne i doświadczalne: a) czujnik I, b) czujnik II, c) czujnik III, d) czujnik IV, e) czujnik 0, f) wartości dla kość nieprzeciętej.

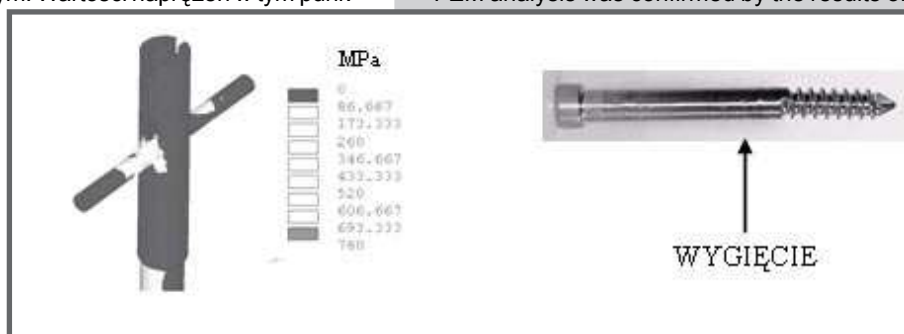
FIG.4. Displacements in the x, y direction as a function of loading for models 1, 2 and 3 for clock sensors 1 – a), 2 – b), 3 – c i 4 – d), displacement of the vertical direction (z) – e), displacement for bone without fracture bone – f).

czujników: I, II, III, IV oraz 0.

W wyniku przeprowadzonych obliczeń numerycznych wyznaczono stan przemieszczeń, odkształceń i naprężeń zredukowanych. Maksymalne uzyskane wartości naprężeń zredukowanych były zlokalizowane w miejscu kontaktu rygła blokującego gwóźdź w odcinku bliższym kości udowej z gwóździem śródszpikowym. Wartości naprężeń w tym punkcie przekraczały wartość granicy plastyczności dla stopu Ti-6Al-4V, wynoszącą $R_{p0,2}=780\text{MPa}$ powodując trwałe odkształcenie i w rezultacie uszkodzenie rygła. Uzyskane podczas badań numerycznych wartości naprężenia potwierdzają uszkodzenie rygła w miejscu kontaktu z gwóździem śródszpikowym podczas badań doświadczalnych – RYS.5.

to calculate displacements, strains and stresses. Maximum reduced stresses were localized in the area of contact between the lock and the expandable intramedullary nail. In the contact point the maximum value was exceeded $R_{p0,2}=780\text{MPa}$ for the titanium alloy. Exceed of $R_{p0,2}$ value may cause permanent deformation of the lock. The obtained results in FEM analysis was confirmed by the results of experimental

researches where the lock was also permanently distorted in the area of contact between the lock and the expandable intramedullary nail – FIG.5.



RYS.5. Koncentracja naprężeń w gwóźdźu – miejsce styku rygła z kością.
FIG.5.

Podsumowanie

Przeprowadzona analiza wykazała, że charakter przemieszczeń w analizowanych punktach modeli w warunkach badań doświadczalnych i numerycznych był zbliżony. Zauważono podczas badań laboratoryjnych układu kość – gwóźdź odkształcenie się górnego rygla, co odpowiada uzyskanym w tym obszarze, maksymalnym wartościom odkształceń i naprężeń w modelach podczas analizy numerycznej. Wartości przemieszczeń uzyskane podczas analizy doświadczalnej charakteryzują się mniejszymi wartościami niż uzyskane w analizie numerycznej. Wiąże się to z warunkami brzegowymi przyjętymi do obliczeń.

Conclusion

The obtained results of the numerical and experimental analysis shows that the character of displacement of the specified points of the models were similar. Maximal deformation of the system in experimental researches was located in the lock of the nail in the area of contact between the lock and the expandable intramedullary nail. That results corresponding with the results of the numerical analysis where the maximal strains and stresses were located in the lock in proximal part of the nail. The value of displacement determined during experimental analysis was lower than displacement determined in numerical analysis. It seems that the difference in the obtained results was caused by the border conditions established during the numerical and experimental analysis.

Piśmiennictwo

- [1] Marciniak J., Chrzanowski W., Krauze A., Gwoździowanie śródstypkowe w osteosyntezie. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006, pp. 15-120.
- [2] Lepore S., Capuano N., Lepore L., Jannelli P., Clinical and Radiographic Results with the Fixion Intramedullary Nails: An Inflatable Self-Locking System for Long Bone Fracture, *OsteoTrauma Care*, 10/2002; pp. 32-35.
- [3] Lepore S., Capuano N., Lepore L., Romano G., Preliminary clinical and radiographic results with the Fixion intramedullary nail: an inflatable self-locking system for long bone fractures, *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 3/2000, pp. 135-140.

References

- [4] Steinberg E., Tauber M., Blumberg M., Izquierdo F., Dekel S., Role of Fixion™ IM in the management of acute traumatic diaphyseal humeral fractures (preliminary study results). *Orthopaedic Trauma Association Meeting 2001, San-Diego 2002.*
- [5] Kajzer A., Kajzer W., Marciniak J.: Osteosynthesis with the use of expansion intramedullary nails. *Engineering of Biomaterials, (Inżynieria Biomateriałów), Numer 77-80, Volume XI, Rok XI, ISSN 1429-7248, pp. 74-76.*
- [6] Kajzer W., Krauze A., Kaczmarek M., Marciniak J.: FEM analysis of the expandable intramedullary nail. *Conference on Information Technologies in Biomedicine June 16 - 18, 2008. Advances in soft computing 47, 2008 Springer-Verlag, pp. 537-544.*

SIŁA WIĄZANIA UKŁADU METAL-CERAMIKA W ZASTOSOWANIACH STOMATOLOGICZNYCH

MAŁGORZATA LUBAS*, JÓZEF JASIŃSKI, LEOPOLD JEZIORSKI

POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA,
INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,
AL. ARMII KRAJOWEJ 19, 42-200 CZĘSTOCHOWA, POLSKA
*MAILTO: MLUBAS@MIM.PCZ.CZEST.PL

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań stanu powierzchni próbek ze stopu kobaltowo-chromowego po przeprowadzanej obróbce mechanicznej z zastosowaniem różnych mediów piaskujących (mieszanka $Al_2O_3+SiO_2$ oraz tradycyjnie stosowany piasek korundowy - Al_2O_3).

Wpływ mechanicznej obróbki na jakość powierzchni, określono na podstawie badań topografii powierzchni próbek metalicznych z zastosowaniem mikroskopu sił atomowych AFM. Przeprowadzone badania pozwoliły określić podstawowe parametry chropowatości R_a i R_z . Ponadto określono wpływ medium piaskującego na trwałość połączenia uzyskanych próbek ceramiczno-metalowych, stosując

SHEAR BOND STRENGTH OF CERAMIC - METAL SYSTEM FOR THE DENTAL APPLICATIONS

MAŁGORZATA LUBAS*, JÓZEF JASIŃSKI, LEOPOLD JEZIORSKI

TECHNICAL UNIVERSITY OF CZESTOCHOWA,
INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE,
19 ARMII KRAJOWEJ AVE., 42-200 CZESTOCHOWA, POLAND
*MAILTO: MLUBAS@MIM.PCZ.CZEST.PL

Abstract

In this paper the influence of sanding material type used for sand blasting mechanical treatment of cobalt-chromium alloy for metal to porcelain shear bond strength was investigated. Corundum sand (Al_2O_3) and corundum (Al_2O_3)+silica (SiO_2) mixture was used as a sand blasting process medium. Metallic elements surface topography after sand blasting process was determined using AFM microscopy. Basic roughness parameters, R_a and R_z were also investigated. Two specimens series were tested for a shear load on a universal testing machine using a 1mm/min crosshead speed. Each series single specimen was tested on a tirpoint bending machine for failure stress (MPa) determination and observed using SEM microscopy. Re-