

ANALIZA BIOMECHANICZNA ZESPOLENIA KOŚĆ ŚRÓDSTOPIA I – ŚRUBY DWUWCHODOWE

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

INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,
WYDZIAŁ MECHANICZNY TECHNOLOGICZNY, POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE,
*MAILTO: ANNA.ZIEBOWICZ@POLSL.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 89-91, (2009), 250-252]

Wprowadzenie

Budowa stopy ludzkiej jest złożona – składa się ona z kości, mięśni, ścięgien i innych tkanek miękkich. Podzielona jest na trzy części: stęp, śródstopie i palce (19 kości). Złamania kości śródstopia są dość powszechne, a ich przyczyną najczęściej jest uderzenie ciężkiego przedmiotu albo skręcenie. Złamania tego typu podzielono na trzy sekcje – I, V i II-IV. Kość śródstopia I jest krótsza i szersza od pozostałych kości śródstopia. Ponieważ nie posiada także więzadeł łączących ją z kością II, umożliwia jej to niezależne ruchy. Jest ona także najbardziej obciążoną kością stopy (1/3 masy ciała) [1÷5]. Dlatego jakakolwiek oznaka braku stabilności w złamaniach kości śródstopia I wymaga leczenia chirurgicznego, obecnie np. poprzez zastosowanie śrub kompresyjnych [6].

Celem pracy była analiza biomechaniczna układu kości śródstopia I – prototypowa śruba dwuwchodowa do leczenia złamań kości drobnych. Zakres pracy obejmował analizę wartości przemieszczeń odłamów kostnych, w charakterystycznych punktach modelu metodą numeryczną oraz doświadczalną.

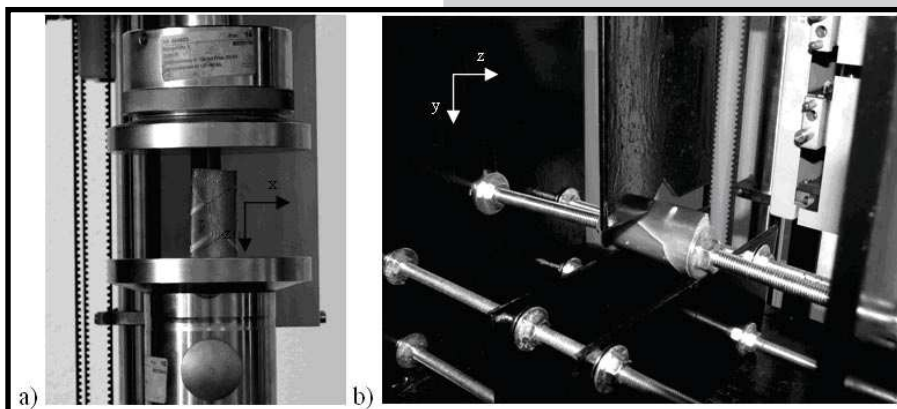
Metodyka

Do badań doświadczalnych układu kości śródstopia I – dwie śruby dwuwchodowe wykorzystano maszynę do badań wytrzymałościowych Zwick/Roell Z100/SN5A. W celu przeprowadzenia próby ściskania model doświadczalny umieszczono pomiędzy trawersami maszyny wytrzymałościowej. Pomiaru wartości przemieszczeń dokonano w kierunku osi z – RYS.1a. Natomiast wartości przemieszczeń w próbce zginania rejestrowano w kierunku osi y – RYS.1b.

Dobre parametry obciążeń były następujące:

- szybkość obciążania: 0,5mm/min,
- siła wstępna: 1 N,
- górna granica siły: 3000N.

Dodatkowo dla badanego modelu określono stan przemieszczeń i naprężeń z wykorzystaniem metody elementów



RYS.1. Model doświadczalny – próba: a) ściskania, b) zginania.
FIG.1. Experimental model and compressing test - a), bending test - b).

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE 1ST METATARSAL - COMPRESSION SCREWS SYSTEM

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

INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS,
SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
18A KONARSKI STR., 44-100 GLIWICE, POLAND
*MAILTO: ANNA.ZIEBOWICZ@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 89-91, (2009), 250-252]

Introduction

The structure of human foot is complex, consisting of bones, muscles, tendons, and other soft tissues. Of the 26 bones in foot, 19 are toe bones (phalanges) and metatarsal bones (the long bones in the midfoot). Metatarsal fractures are common and usually caused by the blow of a heavy object dropped onto the forefoot or by a twisting injury. They are divided into three sections – 1st, 5th, and 2nd – 4th. First metatarsal is shorter and wider than the other metatarsals, it also has a lack of interconnecting ligaments between itself and the second metatarsal. This allows for independent motion. The head of the 1st metatarsal is thought to bear one third of body weight [1+5]. That's why any evidence of instability requires operative fixation. The present-day alternative is the cannulated compression screws [6].

The aim of this work was biomechanical analysis of the 1st metatarsal - compression screw system used for small bone treatment. The paper presents results of bone fractures in characteristic points obtained from experimental and numerical methods.

Methodology

In the experimental research of the 1st metatarsal bone – compression screws system (anatomical fracture simulated) the universal testing machine Zwick/Roell Z100/SN5A was applied. The experimental model was placed between crossbeams in order to making compressing test.

Measurement of the displacements values were done in z axis direction – FIG.1a. Whereas measurement of the displacements values during the bending test were registered in y axis direction – FIG.1b.

- load steps: 0,5mm/min,
- initial force: 10N,
- the maximum force: 3000N.

Additionally, the 1st metatarsal – compression screws system was analyzed with the use of the finite element

skończonych. Dla potrzeb obliczeń przyjęto:

- własności materiałowe kości ($E=1860\text{ MPa}$, $\nu=0,3$),
- własności materiałowe odpowiadające stali Cr-Ni-Mo ($E=200000\text{ MPa}$, $\nu=0,33$) [7,8].

Szczegółowe warunki brzegowe i wyniki analizy numerycznej przedstawione zostały w pracy [9].

Wyniki

Na podstawie przeprowadzonych analiz można stwierdzić, że charakter przemieszczeń modeli w warunkach badań doświadczalnych i numerycznych był zbliżony – RYS.2.

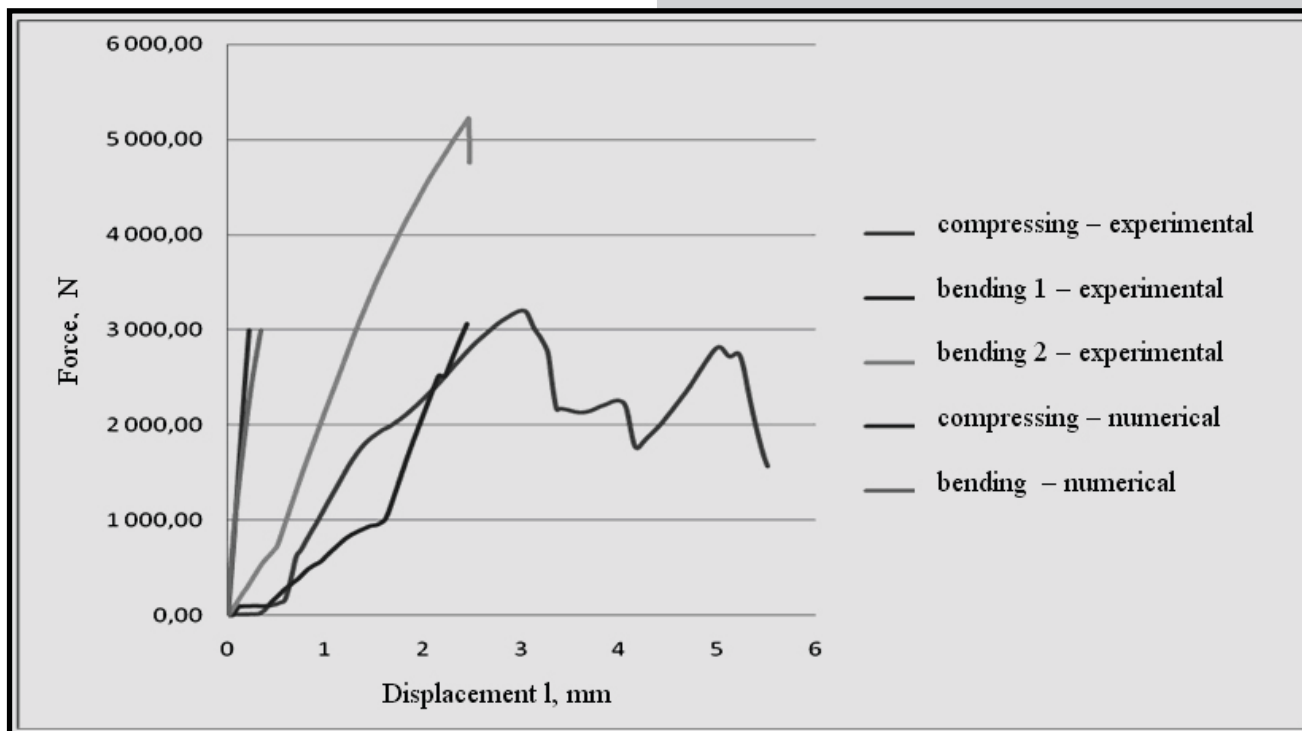
method (displacements and stresses were calculated). In order to carry out the analysis the material properties were as follows:

- bone ($E=18600\text{ MPa}$, $\nu=0,3$),
- stainless steel ($E=200000\text{ MPa}$, $\nu=0,33$) [7,8].

Detailed information about initial, boundary conditions and results of that analysis were presented in the paper [9].

Results

On the basis of the performed analyses it can be stated that the displacements characteristics of the 1st metatarsal bone – compression screws system in the experimental and



RYS.2. Porównanie przemieszczeń uzyskanych w badaniach doświadczalnych i numerycznych.
FIG.2. Comparison of displacements for experimental and numerical analysis

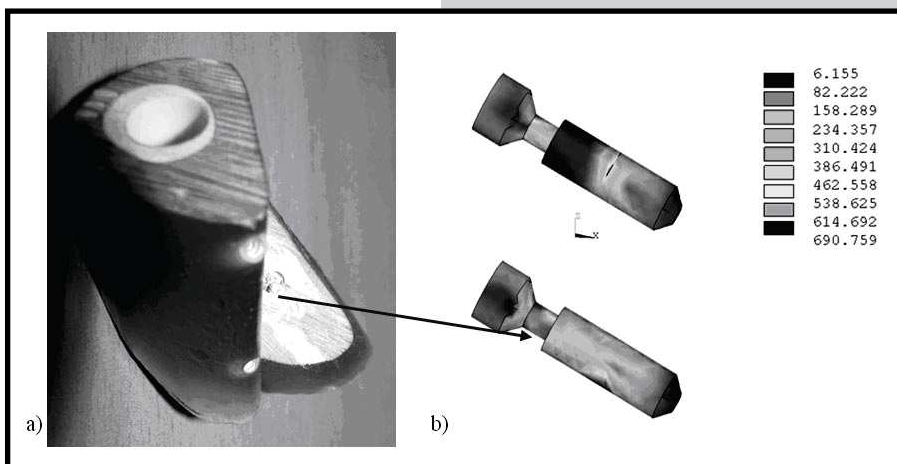
Obserwacje modelu doświadczalnego po przeprowadzonej próbie ściskania na maszynie wytrzymałościowej wykazały zerwanie jednej ze śrub dwuwchodowych. Miejsce zniszczenia odpowiada maksymalnym wartościom naprężeń w śrubie uzyskanych w badaniach przeprowadzonych metodą elementów skończonych – RYS.3.

Analogicznie - analiza stanu naprężeń wytypowanego modelu wykazała, że maksymalne wartości naprężeń powstałych w wyniku przyłożonych sił zginających zlokalizowane także były w miejscu przewężenia śruby – RYS.4.

numerical conditions were similar – FIG.2.

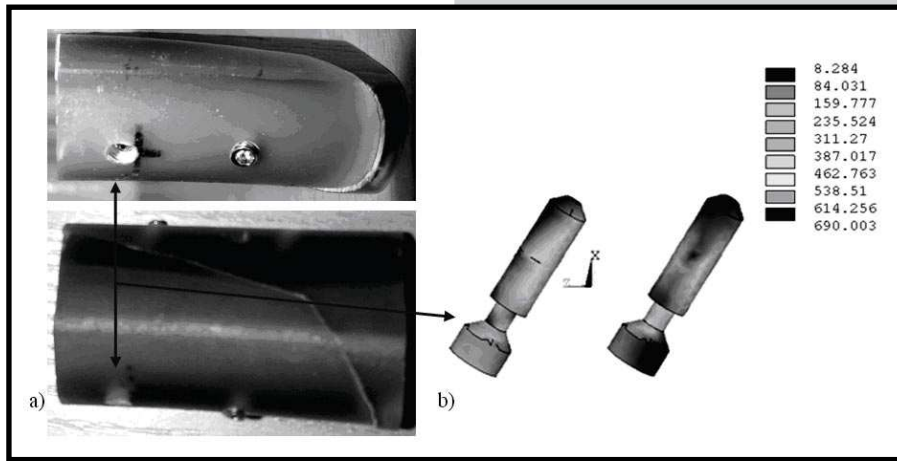
Observations of the experimental model after compression test revealed that one of the compression screws is broken. Damage localization corresponded with the maximum values of stresses obtained from the numerical analysis – FIG.3.

Analogous, stress analysis of the numerical model revealed that the maximum values of stresses obtained from the bending loads were localized in the place of screw narrowing – FIG.4.



RYS.3. Miejsce zniszczenia śruby (badania doświadczalne) - a), maksymalna wartość naprężeń zredukowanych (badania numeryczne) - b)
FIG.3. The place of screw damage (experimental analysis) - a), reduced stresses distribution (numerical analysis) - b)

Analiza stanu przemieszczeń wykazała, że podczas ściskania i zginania maksymalne przemieszczenia odłamów kostnych nie przekraczały wartości odpowiednio - 0,22 mm i 0,15 mm. Natomiast uzyskane wartości przemieszczeń w badaniach doświadczalnych wynosiły: 0,23 mm dla ściskania i 0,19 mm dla zginania.



RYS.4. Miejsce największego wyężenia śruby (badania doświadczalne) – a), maksymalna wartość naprężeń zredukowanych (badania numeryczne) - b)
FIG.4. The place of the maximal screw effort (experimental analysis) - a), reduced stresses distribution (numerical analysis) - b)

The obtained displacements for the metatarsal bone – compression screws system for both tests: compression and bending revealed, that maximum values did not exceed 0,22mm and 0,15mm respectively. Whereas displacements obtained from the experimental analysis were equal to 0,23mm for compression and 0,19mm for bending test.

Podsumowanie

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że:

- charakter przemieszczeń modeli w warunkach badań doświadczalnych i numerycznych był zbliżony,
- maksymalne wartości naprężeń w śrubie uzyskanych w badaniach przeprowadzonych metodą elementów skończonych potwierdzają miejsce zniszczenia śruby dwuchodowej podczas badań doświadczalnych,
- badania doświadczalne oraz z wykorzystaniem mechaniki komputerowej założonego modelu zespolenia śrubami dwuwchodowymi kości śródstopia I (jej trzonu) stanowiły podstawę do zdeterminowania własności użytkowych biomateriału metalowego i cech geometrycznych implantu.

Conclusions

On the basis of the obtained results it can be stated that:

- the displacements characteristics of the 1st metatarsal bone – compression screws system received with the use of the experimental method showed good correlation with the numerical results,
- the maximum values of the screw stresses obtained from the numerical method confirm the damage localization of the cannulated compression screw observed during the experimental analysis,
- the obtained results are the basis for selection of the structure and mechanical properties of the metallic biomaterial and geometrical features of the implant, it can be also applied in selection of stabilization methods of the metatarsals fractures.

Piśmiennictwo

- [1]. Carey T.: Metatarsal fractures – 1st and 5th, Orthopaedia – Collaborative Orthopaedic Knowledgebase, 2007.
- [2]. Arndt A., Ekenman I., Westblad P., Lundberg A.: Effects of fatigue and load variation of metatarsal deformation measured in vivo during barefoot walking, Journal of Biomechanics, 2002, 35, pp. 621-628.
- [3]. Buckwalter J.A., Brander E.A.: Stress and insufficiency fractures, Am. Fam. Physician, 1997, 56, pp. 175-182.
- [4]. Buttermann G.R., Janevic J.T., Lewis J.L., Lindquist C.M., Wood K.B., Schendel M.J.: Description and application of instrumented staples for measuring in vivo bone strain, Journal of Biomechanics, 1994, 27, pp. 1087-1094.
- [5]. Donahue S.W., Sharkey N.A.: Strains in the metatarsals during the stance phase of gait: implications for stress fractures, J.Bone Joint Surg. Am., 1999, 81, pp. 1236-1244.

References

- [6]. Stryker Leibinger GmbH & Co. KG: TwinFix cannulated compression screw, Leibinger solutions for hand surgery, Procedural Guide, 2004, Stryker.
- [7]. PN - ISO 5832-1, Implants for surgery metallic materials, Part I: Wrought stainless steel, (1997).
- [8]. Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice (2002).
- [9]. Kajzer W., Kajzer A., Marciniak J.: FEM analysis of compression screws used for small bone treatment. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, 2009, 33(2), pp. 189-196.