

OSTEOSYNTeza ŚRÓDSZPIKOWA GWOŹDZIAMI ROZPRĘŻNYMI

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

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

[Inżynieria Biomateriałów, 77-80, (2008), 74-76]

Wprowadzenie

W ostatnich latach wraz z dynamicznym rozwojem nauk doszło do znaczącego postępu w medycynie w tym w ortopedii. Leczenie złamań kości długich jest obciążone dużym ryzykiem powikłań, dlatego bardzo ważny jest właściwy dobór sposobów leczenia pacjentów [1].

Ostatnio, bardzo popularna stała się metoda leczenia śródspikowego złamań kości z zastosowaniem rozprężnego gwoźdźka typu „Fixion IM Nail”. Zastosowanie tego typu stabilizacji eliminuje potrzebę stosowania śrub blokujących [1-5].

Metodyka

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

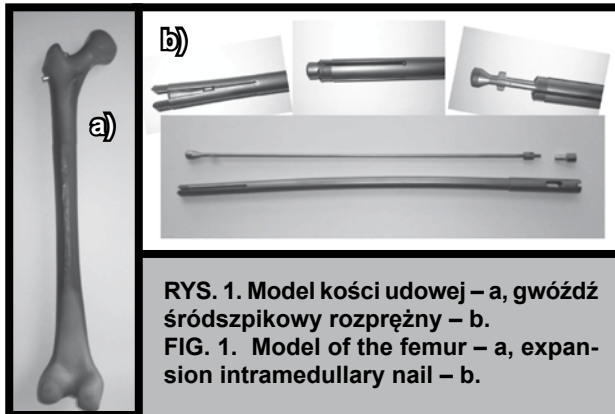
Do kości został zaimplantowany gwoźdź śródspikowy rozprężny typu „Fixion IM Nail” (ze stopu Ti-6Al-4V) – RYS. 1.

W celu porównania charakterystycznych wartości przemieszczenia analizę biomechaniczną przeprowadzono dla trzech modeli:

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

Do badań układu kość-gwoźdź śródspikowy wykorzystano maszynę do badań wytrzymałościowych Zwick/Roell Z100/SN5A. Do maszyny, wcześniej zaprojektowano stanowisko badawcze umożliwiające zamocowanie badanych kości wraz z zestawem czujników do pomiaru wartości przemieszczeń (RYS. 2). Czujniki rejestrowały wartości przemieszczeń w dwóch płaszczyznach: czołowej (wzdłuż osi x – czujniki 2,3,4) i strzałkowej (wzdłuż osi y – czujnik 1).

Dodatkowo badano przemieszczenia w osi pionowej (z) rejestrowane przez układ pomiarowy na maszynie wytrzymałościowej. Przemieszczenia z czujników były rejestrowane co 100N. Od 10N do 2000N - obciążanie i od 2000N do 10N - odciążanie.



RYS. 1. Model kości udowej – a, gwoźdź śródspikowy rozprężny – b.
FIG. 1. Model of the femur – a, expansion intramedullary nail – b.

OSTEOSYNTHESIS WITH THE USE OF EXPANSION INTRAMEDULLARY NAILS

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

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

[Engineering of Biomaterials, 77-80, (2008), 74-76]

Introduction

In last few years along with the dynamic development in science, a significant progress in medicine has been done. Healing of long bone fractures is connected with a big risk of complications, therefore really important is to choose good method of treatment [1].

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

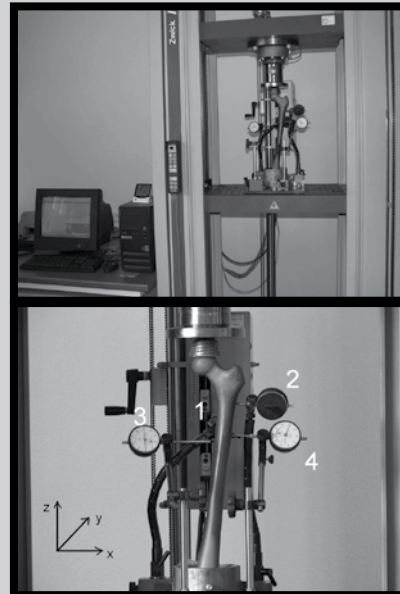
Three femur – expansion intramedullary nails system were applied in biomechanical investigations. Research was performed on femur models produced by Swedish company Sawbones.

The intramedullary „Fixion IM” nails (Ti-6Al-4V alloy) were implanted in to the bone – FIG. 1.

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



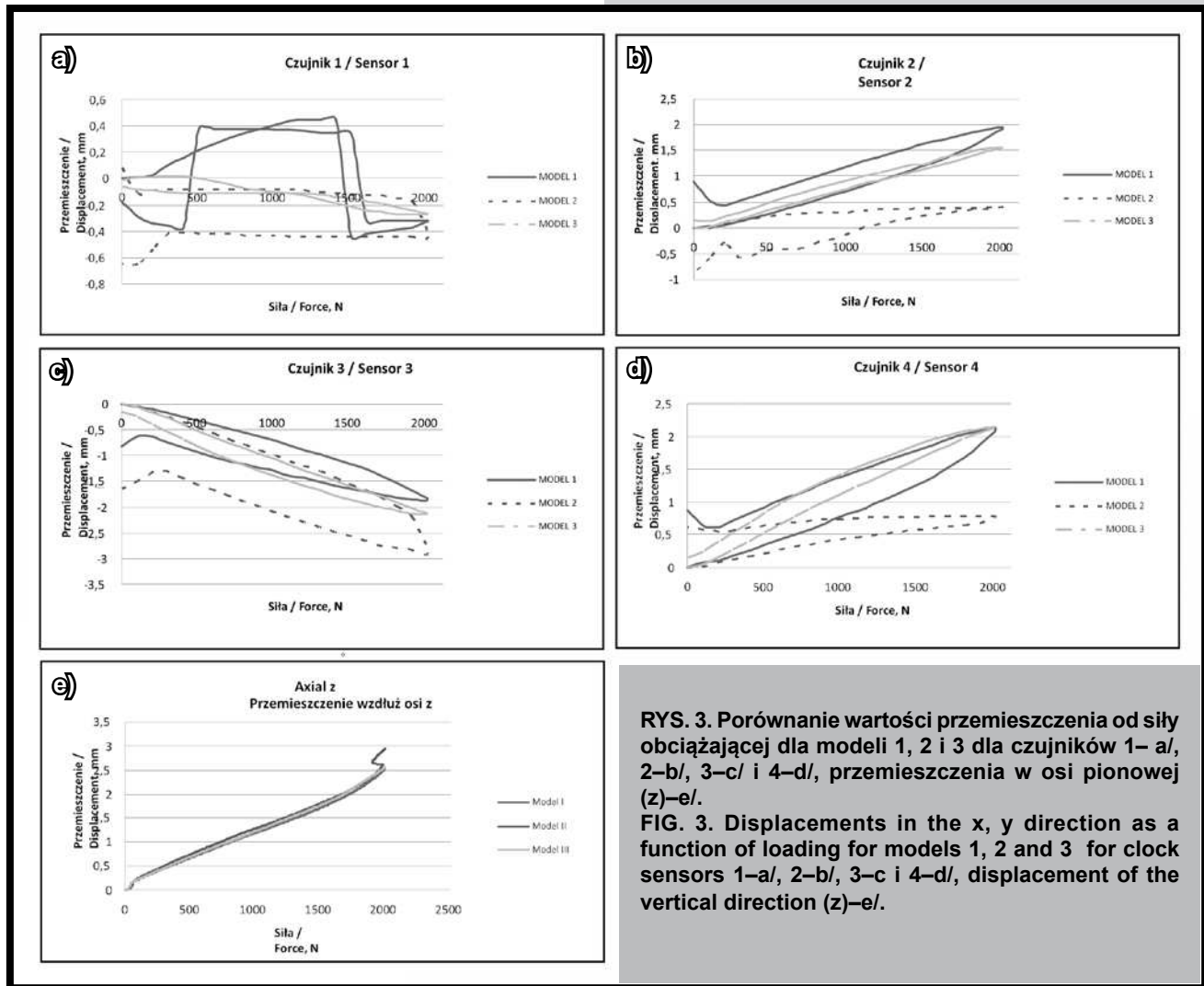
RYS. 2. Rozmieszczenie czujników zegarowych.
FIG. 2. Displacement sensors set-up.

Zwick/Roell Z100/SN5A. A dedicated research stand that allowed to fix the tested bones and displacement sensors was used – FIG. 2. 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 2000N to 10N – unloading.

Wyniki

Wartości przemieszczeń z czujników 1, 2, 3 i 4 (x i y) oraz w osi pionowej (z) dla wytypowanych modeli 1, 2 i 3, przedstawiono na RYS. 3.



Results

Displacement from the sensors 1, 2, 3 i 4 (x i y) and vertical direction (z) for three choosen models 1, 2 i 3, are presented in the FIG. 3.

RYS. 3. Porównanie wartości przemieszczenia od siły obciążającej dla modeli 1, 2 i 3 dla czujników 1– a/, 2–b/, 3–c/ i 4–d/, przemieszczenia w osi pionowej (z)–e/.

FIG. 3. 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/.

Podsumowanie

Podczas analizy biomechanicznej układu kość-gwoździć śródszpikowy typu „Fixion IM Nail” rejestrowano wartości przemieszczenia kości udowej w trzech płaszczyznach (ux, uy, uz). Uzyskane wyniki pozwoliły określić charakter przemieszczeń w kości nie przeciętej oraz w kościach z zaimplantowanymi gwoździami śródszpikowymi. Wartości przemieszczeń nie przekraczających 3 mm w płaszczyźnie czołowej w okolicy szczeliny złamania w modelach z zaimplantowanym gwoździem pozwalają na uzyskanie prawidłowego zrostu kości. Analizując otrzymane wyniki można stwierdzić że:

- maksymalne wartości przemieszczenia odłamów występowały w okolicy szczeliny złamania dla odłamu dolnego (płaszczyzna czołowa) i wynosiły odpowiednio dla modelu: 1 – -1,86 mm, 2 – -2,89 mm oraz 3 – -2,15 mm, wartości te nie przekraczają dopuszczalnych przemieszczeń zapewniających prawidłowy zrost kości,
- najmniejsze wartości przemieszczenia występowały w płaszczyźnie strzałkowej i wynosiły odpowiednio dla modelu: 1 – -0,32 mm, 2 – -0,44 mm oraz 3 – -0,27 mm,
- w układzie kość udowa – rozprężny gwoździć śródszpikowy zaobserwowano zbliżone wartości przemieszczenia odłamów w charakterystycznych punktach kości bez prze-

Conclusions

During the biomechanical analysis of femur – expansion intramedullary nail system type „Fixion IM Nail” displacements on three planes (ux, uy, uz) were registered. The obtained results allowed to determine displacement in unbroken bone as well as in bones with implanted intramedullary nails. Displacements in the frontal plane of the fractures gap did not exceed the value of 3 mm. Therefore, a correct bone union is expected. On the basis of the obtained results one can conclude:

- maximum value of displacements were located in fracture gap for lower fragment (frontal plane) and were equal for model: 1 – -1,86 mm, 2 – -2,89 mm and 3 – -2,15 mm, the obtained values did not exceed acceptable displacement, assuring correct bone union,
- minimum value of displacements were located in sagittal plane and were equal for model: 1 – -0,32 mm, 2 – -0,44 mm and 3 – -0,27 mm,
- in the femur – expansion intramedullary nail system similar value of displacement of fragments in typical point of femur without fracture gap was observed and were equal for sensor 1 – -0,32 mm for model 1, -0,44 mm for model 2 and -0,27mm - model 3, stiffness of the both femur-nail system an the unbroken were similar,

cięcia: dla czujnika 1 wynosiły odpowiednio – -0,32 mm dla modelu 1, -0,44 mm dla modelu 2 i -0,27 mm dla modelu 3, co wskazuje na zbliżoną sztywność układu kość udowa – gwóźdź do kości nie przeciętej,

- pętla histerezy wartości przemieszczenia wynikała z kawsowania się luzów podczas obciążania badanych modeli,

- przemieszczenie w osi pionowej (z) (rejestrowane przez układ pomiarowy) na maszynie wytrzymałościowej rosło proporcjonalnie do zadawanego obciążenia i po odciążeniu układu wracało do zera. Oznacza to, że gwóźdź pracował w zakresie sprężystym,

- podobnie jak w badaniach numerycznych największe odkształcenia występowały na ryglu górnym, co objawiało się jego wygięciem po obciążeniu badanych modeli.

- value of displacement of fragments in the femur – expansion intramedullary nail system in typical point was similar to femur without fracture gap and were equal for sensor 1 – - 0,32 mm for model 1, -0,44 mm for model 2 and -0,27 mm for model 3,

- hysteresis loop of displacement value was caused by elimination of clearances while loading,

- displacement on „z” direction recorded with the use of test machine grow up proportionally to loading. After system unloading value of displacement back to zero. It means that nail worked in elastic range,

- similar to numerical analysis the highest strain were located in the higher lock of the nail. After unload the lock was bend.

Piśmiennictwo

[1] J. Marciniak, W. Chrzanowski, A. Krauze, Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyn-tezie. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006, ss. 15-120.

[2] S. Lepore, N. Capuano, L. Lepore, P. Jannelli, Clinical and Radiographic Results with the Fixion Intramedullary Nails: An Inflatable Self-Locking System for Long Bone Fracture, *OsteoTrauma Care*, 10 / 2002; ss. 32-35.

[3] S. Lepore, N. Capuano, L. Lepore, G. Romano, 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, ss. 135-140.

References

[4] E. Steinberg, M. Tauber, M. Blumberg, F. Izquierdo, S. Dekel, 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] G. Panidis, F. Sayegh, A. Beletsiotis, D. Hatzimmanuil, K. Antosidis, K. Atsis, The Use of an Innovative Inflatable Self-Locking Intramedullary Nail in Treating and Stabilizing Long Bone Fractures. Technique-Preliminary Results. *OsteoTrauma Care*, 11 / 2003, ss. 108-112.

ODPORNOŚĆ KOROZYJNA STOPU Co-Cr-W-Ni (L605) W WYBRANYCH PŁYNACH FIZJOLOGICZNYCH

W. KAJZER*, J. MARCINIAK

POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE, POLSKA

* E-MAIL: WOJCIECH.KAJZER@POLSL.PL

[*Inżynieria Biomateriałów, 77-80, (2008), 76-79*]

Wprowadzenie

Wiele lat doświadczeń klinicznych i ocen reakcji organizmu na implanty wykonane z biomateriałów metalowych stało się podstawą do modyfikacji zarówno jakościowej i ilościowej ich składu chemicznego i fazowego. Wybrano nieliczne stopy charakteryzujące się bardzo dobrymi własnościami fizykochemicznymi powierzchni, które z powodzeniem są stosowane w produkcji implantów. Odporność korozyjna biomateriałów metalowych przeznaczonych do produkcji implantów decyduje o ich reaktywności w środowisku tkanek i płynów ustrojowych co wiąże się z silną zależnością pomiędzy odpornością korozyjną, a biokompatybilnością biomateriałów metalowych. Dobrą biokompatybilnością charakteryzują się biomateriały metalowe o wysokim potencjale anodowym [1,2].

Produkty korozji infiltrują tkanki proces ten nosi nazwę metalozy [7]. Zmiany patomorfologiczne zależą od typu i koncentracji mikroelementów znajdujących się w bliskim kontakcie pomiędzy implantem, a otaczającą tkanką. Zmiany histopatologiczne obserwowane są również w organach detoksykacyjnych takich jak: wątroba, nerki, śledziona [1].

CORROSION RESISTANCE OF Co-Cr-W-Ni (L605) ALLOY IN SIMULATED BODY FLUIDS

W. KAJZER*, J. MARCINIAK

SILESIA N UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS,
18A, KONARSKIEGO STR., 44-100 GLIWICE, POLAND

* E-MAIL: WOJCIECH.KRAUZE@POLSL.PL

[*Engineering of Biomaterials, 77-80, (2008), 76-79*]

Introduction

Long-term clinical experiences and evaluation of an organism's reaction to implants made of the metallic biomaterials have been the basis for modifications of their chemical and phase compositions, both quantitative and qualitative. Some alloys were chosen, that may be safely employed for implants within a given time span, stipulating additionally for the particular physical and chemical properties of the implants surfaces. The corrosion resistance of a biomaterial decides the reactivity of implants in the environment of tissues and organism fluids. There is a strong correlation between the corrosion resistance and the biocompatibility. Good biocompatibility is observed for metal and alloys with the high anode potential [1,2].

Corrosion products infiltrate tissues. This process is called metalosis [7]. Pathomorphological changes, dependent on the type and concentration of elements, occur in tissues close to implant. Histopathological changes are observed in detoxication organs (liver, kidneys, spleen) [1].