

BIOMECHANICZNA ANALIZA UKŁADU KOŚĆ UDOWA-GWÓZDŹ ŚRÓDSZPIKOWY Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

J. MARCINIAK, W. CHRZANOWSKI, M. KACZMAREK

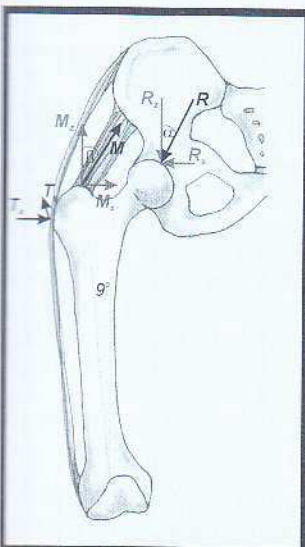
POLITECHNIKA ŚLĄSKA, CENTRUM INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ,
UL. AKADEMICKA 2A, 44-100 GLIWICE

Wstęp

Z użyciem gwoździ śródszpikowych do zespalania kości długich związanych jest wiele zalet. Umieszczenie gwoźdźcia w kanale szpikowym (w osi anatomicznej kości) daje dobrą fiksację oraz nie generuje powstania naprężeniowej strefy ochronnej (stress-shilding) [1]. Podstawowym zadaniem gwoźdźcia śródszpikowego jest przenoszenie obciążeń ściskających i skrętnych podczas gdy naprężenia zginające, proporcjonalne do odległości pomiędzy implantem a osią kości, są minimalne. Celem pracy było określenie wielkości przemieszczeń i naprężeń w układzie kość udowa-gwoźdź śródszpikowy ryglowany.

Metodyka badań

Biomechaniczną analizę układu kość udowa-gwoźdź śródszpikowy ryglowany przeprowadzono metodą elementów skończonych przy użyciu programu Ansys 5.7. Na podstawie modelu geometrycznego kości udowej opracowanego w Istituto of Rizzoli [2] wykonano model numeryczny kości z zaimplantowanym gwoździem śródszpikowym ryglowanym. Implantom przypisano własności stopu Ti6Al4VELI ($E=10e^4$ MPa, $\nu=0.33$) oraz stali 316 L ($E=20e^4$ MPa, $\nu=0.33$), kości natomiast $E=18600$ Pa i $\nu=0.3$. Do analizy przyjęto schemat odpowiadający obciążaniu jednej nogi z uwzględnieniem: siły działającej na głowę kości udowej R, oddziaływania pasma gluteusów M oraz pasma biodrowo-piszczelowego - RYS.1. Wartości sił przyjęte w obliczeniach zestawiono w TABELI 1. W modelu zasymulowano złamanie krótkoskośne w okolicy 1 trzonu kości udowej.



RYS. 1. Schemat układu obciążającego.
FIG. 1. Scheme of loading.

W badaniach przeanalizowano cztery warianty ryglowania: jeden rygiel dystal-

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF FEMORAL BONE- INTRAMEDULLARY NAIL SYSTEM WITH THE USE OF FINITE ELEMENTS METHOD

J. MARCINIAK, W. CHRZANOWSKI, M. KACZMAREK

SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, BIOMEDICAL ENGINEERING
CENTRE, UL. AKADEMICKA 2A, 44-100 GLIWICE

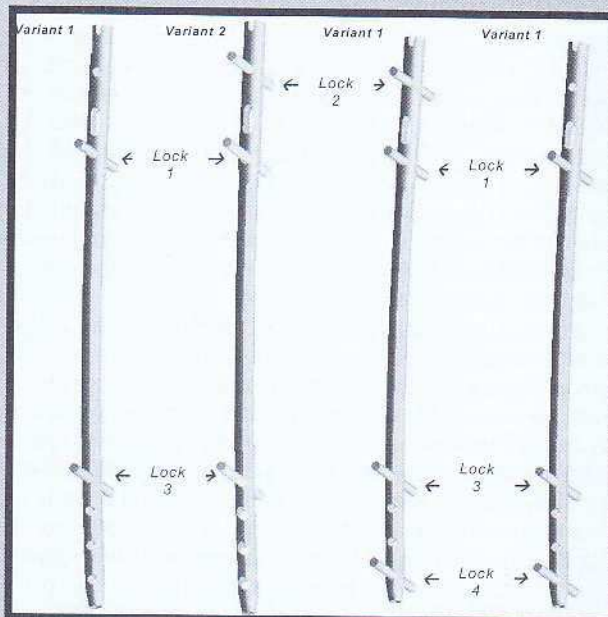
Introduction

There are many advantages in using an intramedullary nails. Placing the nail in the medullary canal (in anatomical axis of the bone) provides good fixation and protection from the stress-shielding effect [1]. Principal task of the intramedullary nail is the transferring of compressive and torsion forces while bending stresses proportional to the distance between implant and bone axis, are minimal.

The aim of the work was to determine a displacement value and stress state in the femoral bone- locked intramedullary nail system.

Methods

Biomechanical analysis of the femoral bone-the nail system was realized with the model use of FEM method. The ANSYS 5.7 program was applied. On the basis of the geometrical of a femur model worked out in Istituto Ortopedici Rizzoli [2] a numerical model of the bone with the nail was prepared. The implants' properties were as follows: $E=10e^4$ MPa, $\nu=0.33$ (Ti6Al4VELI) and $E=20e^4$ MPa, $\nu=0.3$ (steel 316



RYS. 2. Analizowane sposoby ryglowania.
FIG. 2. Analysed locking version.

R_x, N	R_y, N	M_x, N	M_z, N	T_x, N	T_y, N
494	1824	-494	1208	-54	-21

TABELA 1. Wartości składowych sił przyjętych w obliczeniach.

TABLE 1. The Force value used during the analysis.

Model Model	Material Materials	Maksymalne naprężenia w gwoździu, Maximum stress in the nail, [MPa]	Maksymalne przemieszczenia w kierunku poprzecznym, Maximum displacement in transverse direction, [mm]	Maksymalne przemieszczenia osiowe, Maximum displacement in axial direction [mm]
Wariant 1	Ti6Al4VELI	1398	0,67	1,92
	316 L	1788	0,51	1,47
Wariant 2	Ti6Al4VELI	1392	0,66	1,91
	316 L	1782	0,51	1,47
Wariant 3	Ti6Al4VELI	1124	0,66	1,89
	316 L	1384	0,50	1,45
Wariant 4	Ti6Al4VELI	937	0,57	1,65
	316 L	1163	0,50	1,46

TABELA 2. Wyniki analizy numerycznej.

TABLE 2. Results of the numerical analysis.

ny i jeden proksymalny - wariant 1, dwa rygle proksymalne i jeden dystalny - wariant 2, dwa rygle dystalne i dwa proksymalne - wariant 3, jeden rygiel proksymalny i dwa rygle dystalne - wariant 4 - RYS.2. Dla wyznaczenia charakterystyk biomechanicznych analizowanych modeli określono wielkości naprężeń występujących w gwoździu oraz względne przemieszczenia odłamów kostnych w szczelinie złamania.

Wyniki badań

Wyniki biomechanicznej analizy numerycznej zestawiono w TABELI 2. Dla analizowanych modeli naprężenia nie przekraczały wartości 560 MPa. Jedynie lokalnie w okolicach rygla 1 oraz 2 (RYS.1), w zależności od sposobu ryglowania i materiału gwoźdźcia, obserwowano wzrost naprężeń do wartości z zakresu 927 ÷ 1788 MPa - TABELA 2. Naprężenia generowane w kości z zasymulowanym złamaniem stabilizowanym gwoździem zbliżone są do naprężeń w kości niezłamanej. Lokalnie w miejscu styku odłamów, w przyśrodkowej części kości naprężenia przekraczają wartość 200 MPa, przyjmowaną jako granicę wytrzymałości kości na ściskanie - RYS. 4.

Z danych literaturowych wynika, iż przemieszczenia odłamów w szczelinie złamania nie powinny przekraczać 0,8 mm w kierunku osiowym natomiast w kierunku poprzecznym powinny być bliskie zero [7]. Z przeprowadzonych analiz wynika, że przemieszczenia odłamów w środkowej części szczeliny złamania w kierunku osiowym spełniają to kryterium i wynoszą maksymalnie 0,2 mm natomiast w kierunku poprzecznym maksymalnie 0,05 mm. Wartości takie sprzyjają powstawaniu tkanki kostnej. Jednakże, w zewnętrznej części szczeliny gdzie dochodzi do jej rozwierania przemieszczenia przekraczają kryterialną wartość 0,8 mm (sprzyjającą tworzeniu się kostniny) - TABELA 2.

L), and the bone $E=18600 \text{ MPa}$, $\nu=0,3$ [3,4,5]. In the analysis a scheme representing standing on one leg was used. The scheme comprised: a force on the femoral head (R), muscle reaction (M) and tractus iliotibialis (T)-FIG.1. A short slanting fracture in the half length on the bone was simulated. In the work four interlocking variants were analysed:

- Variant 1- one proximal and one distal lock,
- Variant 2- two proximal and one distal lock,
- Variant 3- two proximal and two distal locks,
- Variant 4- one proximal and two distal locks.

Stresses in the nail and relative displacement of the bone

fragments in the fracture gap were estimated.

Results

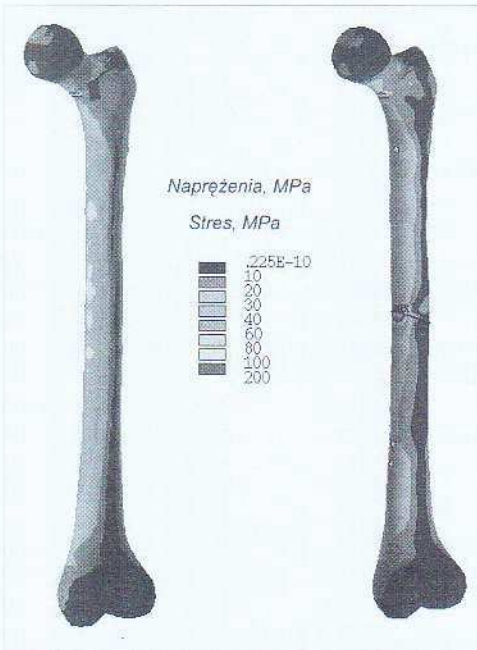
Results of the numerical analysis are compiled in TABLE 2. Stresses for the analyzed models did not exceed 560 MPa. Only locally in the area surrounded a whole of the first, second and third lock, stresses increased to the value of 927 ÷ 1788 MPa - TABLE 2, FIG.3. The increase was contingent upon locking way and nail's material properties. Stresses generated in the fractured bone stabilized by the interlocking nail were similar to the stress in the health bone. Nevertheless, locally in the contact area of the bone fragments (in the fracture) stress exceeded 200 MPa, that is the ultimate compressive strength of a bone. Displacement of the bone fragments in the fracture gap should not exceed 0,8 mm in the axial direction and should be close to zero in the transverse direction. The analysis has shown that displacements of the fragments in the mid-part of the fracture are below 0,2 mm in axial direction and 0,05 in transverse direction. However, in the external part of the gap where the gap is opened out (pull apart) displacements exceeded the critical value 0,8 mm in the axial direction and were far from zero in the transverse direction - TABLE 2.

Summary

Biomechanical analysis has shown that during the loading (weight bearing) (standing on a one leg) generated stresses are not higher than yield point for both proposed materials. However, locally in the area surrounded the holes of the first, second and the third lock stresses exceeded tensile strength of the materials - TABLE 2. It can lead to cracking of the nails in that area. Additionally, stresses in the contact place of the bone's fragments exceeded compressive strength of the bone. Analysis of the displacements in the mid-part of the fracture showed that

Podsumowanie

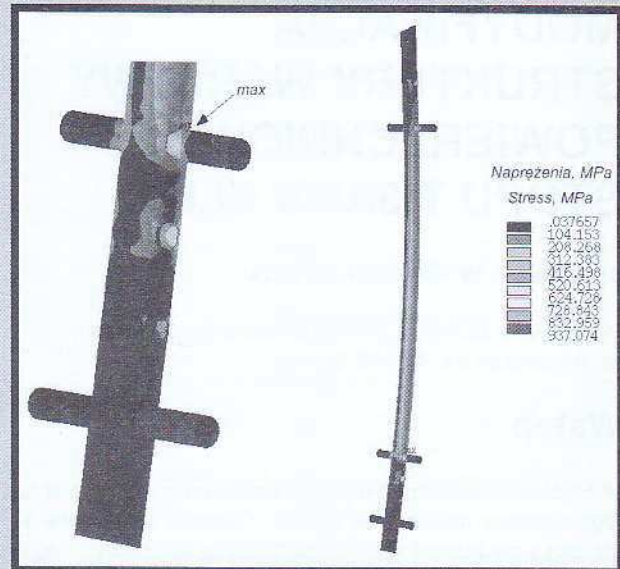
Z przeprowadzonej analizy biomechanicznej wynika, że podczas obciążania (stanie na jednej nodze) generowane naprężenia dla obu proponowanych materiałów nie przekraczają granicy plastyczności. Lokalnie jednakże w okolicach otworów wokół rygli nr 1, 2 oraz 3 obserwuje się naprężenie przekraczające wytrzymałość na rozciąganie analizowanych tworzyw metalicznych - TABELA 2. Efektem tego może być pęknięcie materiału w tych obszarach. Dodatkowo naprężenia w okolicy styku odłamów kostnych przekraczały wytrzymałość tkanki kostnej na ściskanie.



RYS. 4. Naprężenia generowane w kości a) niezłamanej, b) złamanej z gwoździem.

FIG. 4. Stress generated in the bone a) non-fractured, b) fractured with the nail.

Przeprowadzona analiza przemieszczeń w części środkowej szczeliny złamania wykazała, iż mieszczą się one w zakresie przemieszczeń wymaganych do prawidłowego przebiegu zrostu kostnego. Jednakże, analiza przemieszczeń osiowych i poprzecznych w zewnętrznej części szczeliny złamania, gdzie dochodziło do jej rozwierzenia, wykazała, że wartości te przekraczają wartość kryterialną - TABELA 2. Dlatego też wydaje się być celowym przeprowadzenia dalszych badań nad optymalizacją cech geometrycznych i materiałowych gwoździ śródspikowych jak również sposobu ich ryglowania w celu wyeliminowania niekorzystnego z punktu widzenia zrostu kostnego zbyt dużego przemieszczania się odłamów oraz generowania zbyt dużych naprężeń w gwoździach i ryglach.



RYS. 3. Naprężenia generowanych w gwoździu ze stopu Ti6Al4VEL.

FIG. 3. Stress generated in the nail made of Ti6Al4VELI.

the displacements are in the range that is required to correct adhesion process. But the analysis of the axial and transverse displacements in the external part of the fracture showed that the critical value was exceeded. On that basis of that it is purposeful to make further investigation to optimize geometry, material properties of the nail and the locking way.

Piśmiennictwo

References

- [1] Kempf I., Leung K. S.: Practice of Intramedullary Locked Nails. Scientific Basis and Standard Techniques. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2002.
- [2] The ISB Finite Element Repository, Istituti Rizzoli, 1997
www.cineca.it/hosted/LTM/back2net/ISB_mesh/
- [3] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej. Wrocław 1997
- [4] Mariniak J.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [5] Brunette D. M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P.: Titanium in Medicine. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2001.
- [6] Goodship A. E., Kenwright J.: Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. Clinical Biomechanics 1989, 241, pp. 36-47.
- [7] Wolf S., Janousek A., Veith W., Haas F., Duda D., Cleas L.: The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal fixed by flexible external fixation. Clinical Biomechanics 1988, 13, ss. 359-364.