

ANALIZA BIOMECHANICZNA RYGLOWANEGO ZESPOLENIA ŚRÓDSZPIKOWEGO KOŚCI UDOWEJ

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

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

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

[*Inżynieria Biomateriałów, 96-98, (2010), 54-57*]

Wprowadzenie

Metoda osteosyntezy śródspikowej ryglowanej obok zespołu płytą i wkrętami oraz samymi wkrętami kostnymi, jest jedną z najczęściej stosowanych operacyjnych metod leczenia złamań kości długich [1-5].

Gwoździowanie śródspikowe ryglowane może być stosowane w wielu typach złamań kości długich i należy do małoinwazyjnych metod, a wyniki leczenia są bardzo dobre [6-8].

Na bazie aktualnych doświadczeń klinicznych oraz prezentowanego w literaturze stanu wiedzy można stwierdzić, że nie w pełni rozpoznane zostały zagadnienia doboru cech geometrycznych i konstrukcyjnych stosowanych gwoździ śródspikowych na tle uwarunkowań i zjawisk biofizycznych zachodzących w kości, a więc w szczególności związanych z warunkami biomechanicznymi. Brak jest rozważań modelowych dotyczących relacji stanu naprężeń i przemieszczeń w zespoleniu stanowiącym podstawę optymalnego doboru nie tylko cech geometrycznych gwoździ i sposobu ryglowania, ale także doboru własności mechanicznych biomateriałów gwoździ [1,9-19].

Wiadomo, że postać konstrukcyjna elementów gwoździ i własności biomateriału mają decydujący wpływ na sztywność układu gwoździ – odłamy kostne, od której ostatecznie zależą jakość stabilizacji i aktywizacja zrostu kostnego [1,9].

Ocena jakości biomechanicznej układów kość – gwoździ śródspikowy, przy różnych sposobach ryglowania, ocena stanu naprężeń i przemieszczeń w elementach systemu osteosyntezy śródspikowej, zdeterminowanie obszarów materiału i kości najbardziej wyężonych, w których istnieje niebezpieczeństwo uszkodzeń mechanicznych, stanowi cel przedstawionej pracy.

Metodyka

W badaniach wykorzystano model numeryczny kości opracowany w Laboratorio di Tecnologia dei Materiali, Istituti Ortopedici Rizzoli o długości 455 mm, średnicy trzonu 28 mm oraz średnicy kanału szpikowego 12 mm. Dla potrzeb obliczeń przyjęto wartość modułu Young'a równą $E=18600$ MPa i liczbę Poisson'a $\nu=0,3$. Modele geometryczne ryglowanych gwoździ śródspikowych wykonano na podstawie dokumentacji technicznej w programie ANSYS. Dla potrzeb analizy przyjęto własności materiałowe odpowiadające własnościom stopu Ti-6Al-4V: $E=1,1 \cdot 10^5$ MPa, liczba Poisson'a $\nu=0,33$. Do założonych cech geometrycznych kości udowej dobrano gwoździ śródspikowy ryglowany, o wymiarach 360•11 mm, produkowany przez BHH Mikromed w Dąbrowie Górniczej. Kanał szpikowy nominalnie był większy o około 1 mm od średnicy wprowadzonego gwoździa, co wynika z praktyki klinicznej.

FEM ANALYSIS OF LOCKED INTRAMEDULLARY NAILS USED FOR FEMUR FRACTURES TREATMENT

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

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

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

[*Engineering of Biomaterials, 96-98, (2010), 54-57*]

Introduction

The method of locked intramedullary osteosynthesis next to anastomosis using plates, screws and bone screws only is one of the most commonly used surgical methods of fractures treatment of long bones [1-5].

Locked intramedullary nails can be used in many types of long bones fractures and their application is said to be minimal invasive method, with very good results of treatment [6-8].

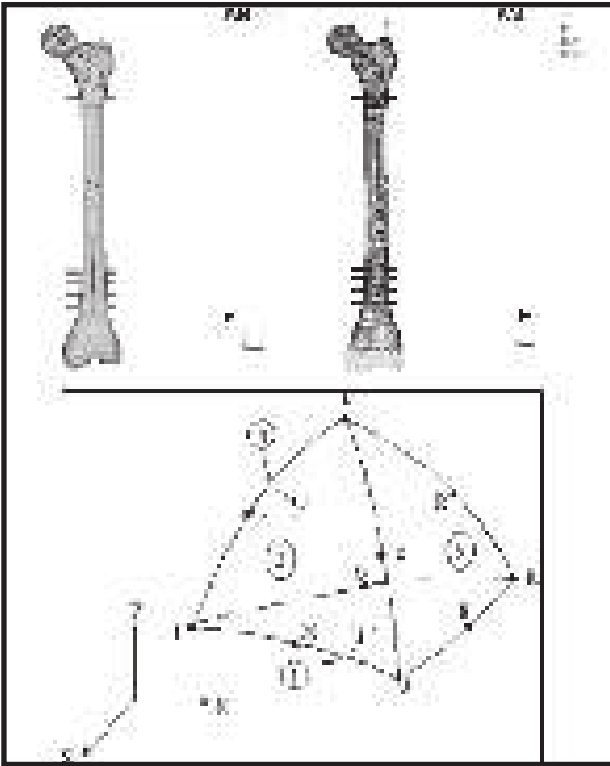
On the basis of current clinical research and presented in literature state of the art, one can assume that problems connected with selecting geometrical and structural properties of intramedullary nails on the background of biophysical factors and effects occurring in a bone and, consequently, particularly connected with biomechanical conditions, have not been fully recognized. Furthermore, there is also lack in model consideration concerning relation between stresses and displacements in which is the basis of optimal selection not only of geometrical properties and type of locking, but also of mechanical properties of nails' biomaterials [1,9-19].

It is known that the structural form of nail elements and the properties of biomaterial have crucial influence on the stiffness of nail-bone chips system, on which the final quality of stabilization and the activation of bone union are dependant [1,9].

The evaluation of the quality of biomechanical systems bone - intramedullary nail, with different types of locking, the evaluation of the state of stresses and displacements in elements of the intramedullary osteosynthesis system, determining the max. strain areas of the material and the bone, in which there is a danger of mechanical damage, is the aim of this paper.

Material and methods

In the FEM analysis numerical model of a bone 455 mm long, with shaft diameter of 28 mm and medullar canal diameter of 12 mm, worked out in Laboratorio di Tecnologia dei Materiali, Istituti Ortopedici Rizzoli was used. For the benefit of calculations the values of Young's modulus $E=18600$ MPa and Poisson's ratio $\nu=0.3$ were adopted. Geometrical models of locked intramedullary nails were made on the basis of technical documentation in ANSYS program. The following material properties corresponding with properties of Ti-6Al-4V alloy were assumed: $E=1,1 \cdot 10^5$ MPa, Poisson's ratio $\nu=0.33$. For the assumed geometrical properties of femur a locked intramedullary nail, size 360•11 mm, manufactured by BHH Mikromed in Dabrowa Gornicza was selected. Medullar canal was nominally 1 mm bigger than the diameter of nail implanted, which is a result of clinical practice.



RYS. 1. Model numeryczny analizowanego układu kość udowa – gwóźdź śródszpikowy: a) model geometryczny, b) model po dyskretyzacji, c) element skończony typu SOLID 92.

FIG. 1. Numerical model of analyzed femur - intramedullary nail system a) geometrical model, b) model after discretization, c) final element of SOLID 92 type.

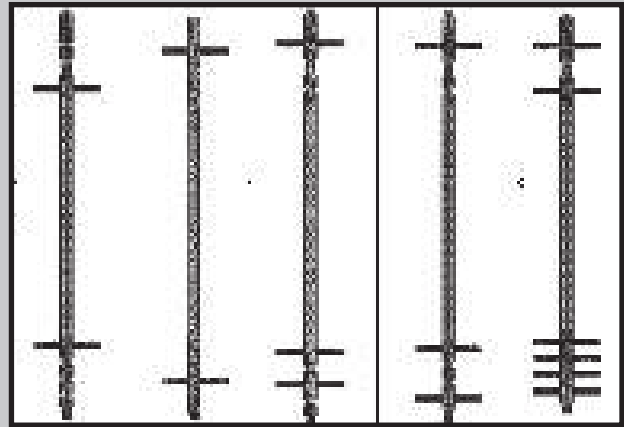
Zasymulowano złamanie skośne, pod kątem 30° i odległości między odłamami $0,2\text{ mm}$. Podczas analizy uwzględniono wartość granicy plastyczności stopu Ti-6Al-4V $R_e=780\text{ MPa}$ w celu ustalenia obszarów modelu w których została ona przekroczona.

Na bazie modeli geometrycznych – RYS. 1a wygenerowano siatki elementów skończonych, które przedstawiono na RYS. 1b. Do dyskretyzacji modeli wykorzystano element skończony typu SOLID92, wykorzystywany do analizy przestrzennych brył. Ten typ elementu określony jest poprzez 10 węzłów posiadających 3 stopnie swobody w każdym węźle (przesunięcia w kierunku x, y, i z) – RYS. 1c.

Analizie poddano układ złamana kość udowa – gwóźdź śródszpikowy dla różnych sposobów jego ryglowania – RYS. 2. Różniły się one umiejscowieniem rygli i ich ilością. Wersje ryglowania oznaczono zgodnie z numeracją otworów, w których umieszczone były śruby ryglujące. Otworom przypisano numery od 1 do 6, począwszy od górnej (proksymalnej) części gwóźdź. I tak np. model 1_3_5 odpowiada sposobowi ryglowania, w którym wprowadzono rygle do otworu nr 1, 3 i 5.

W trakcie badań wyznaczano stan przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń w elementach układu. Dla przeprowadzenia obliczeń niezbędne było określenie i nadanie 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, co umożliwiało przemieszczanie nasady w osi kości, blokując jej ewentualną rotację,



RYS. 2. Przykładowe warianty ułożenia rygli w gwóździach: a) 2_3, b) 1_5, c) 1_3_5, d) 1_3_6, e) 1_2_3_4_5_6.

FIG. 2. Sample placement variants of locks in nails: a) 2_3, b) 1_5, c) 1_3_5, d) 1_3_6, e) 1_2_3_4_5_6.

Oblique fracture at the angle 30° and distance between fracture gap 0.2 mm was simulated. During the analysis the value of yield point of Ti-6Al-4V alloy $R_e=780\text{ MPa}$ was taken into consideration in order to establish areas of the model in which it was exceeded.

On the basis of geometrical models – FIG. 1a mesh of finite elements was generated, which is presented in FIG. 1b. For discretization of models finite element SOLID92 used for spacial analysis of solids was applied. This type of element is determined by 10 nodes with 3 degrees of freedom in each node (displacements in directions x, y, and z) – FIG. 1c.

The analysis was subjected to broken femur - intramedullary nail system for different types of lockings – FIG.2. The difference was in the placement of locks and their quantity. Versions of lockings were marked in accordance to the numeration of holes, in which locking screws were placed. Holes were assigned to numbers from 1 to 6, beginning with the upper (proximal) part of the nail. As a consequence, model 1_3_5 corresponds with the type of locking, in which locks were inserted into holes 1, 3 and 5.



RYS. 3. Schematyczna prezentacja warunków brzegowych zastosowanych w badaniach numerycznych.

FIG. 3. Loading scheme of model.

TABELA 1. Wartości sił działających na kość udową [1].
TABLE 1. The values of forces influencing femur [1].

Siły, Forces [N]								
R			M			T		
x	y	z	x	y	z	x	y	z
494	0	-1824	-494	0	1208	-54	-21	0

• część bliższą kości udowej obciążono wg schematu przedstawionego na RYS. 3. Zastosowano obciążenia przedstawione w TABELI 1, Założone w badaniach wartości sił odpowiadały maksymalnym wartościom uzyskiwanym podczas fazy przenoszenia ciężaru ciała przez jedną kończynę w trakcie chodu człowieka o masie 70 kg,

Naprężenia i odkształcenia uzyskane w wyniku analiz są wartościami zredukowanymi według hipotezy Hubera – Misesa – Henckiego.

Wyniki

Maksymalne wartości przemieszczeń, odkształceń i naprężeń uzyskane w wyniku obliczeń przeprowadzonych dla układu kość udowa – gwóźdź śródszpikowy wykonany ze stopu Ti-6Al-4V zestawiono w TABELI 2. Przykładowy rozkład naprężeń zredukowanych zobrazowano dla wariantu 1_6 – RYS. 4-6.

Podsumowanie

Na podstawie wyników analizy numerycznej stwierdzono, iż największe naprężenia występowały dla modeli z dwoma śrubami ryglującymi, umieszczonymi w największej odległości spośród analizowanych modeli - wariant 1_6 na styku rygla z gwóździem (styk punktowy) gdzie została przekroczona wartość granicy plastyczności dla stopu Ti-6Al-4V $R_e=780$ MPa – RYS. 5-6 oraz TABELA 2. Kolejne zbliżanie do siebie rygli – wariant 1_5, 1_4, powodowało zmniejszenie maksymalnych wartości uzyskanych naprężeń. Najmniejsze wartości naprężenia zaobserwowano dla wariantu 1_2_3_4_5_6 z wszystkimi możliwymi do zastosowania ryglami – TABELA 2. Zbliżone wartości naprężeń na styku gwóźdź – rygla, zaobserwowano również dla modeli: 1_2_3, 1_2_3_5 oraz 1_2_3_6, z czego można wnioskować, że wprowadzenie dodatkowych rygli w modelu 1_2_3_4_5_6 nie wpływa znacząco na wartość uzyskanych wyników. Podsumowując przeprowadzoną analizę można stwierdzić, że we wszystkich możliwych do zastosowania kombinacji ryglowania na największe wartości naprężeń będą narażone punkty kontaktu rygli z gwóździem leżące najbliżej siebie po obu stronach szczeliny złamania, np. warianty: 1_6, 2_3, 1_4 itp. Analizując jednak cały gwóźdź można zauważyć, że wartości naprężeń poza miejscami kontaktu rygli z gwóździem nie przekraczają granicy plastyczności dla stopu Ti-6Al-4V $R_e=780$ MPa.

Ponadto stwierdzono, iż maksymalne wartości przemieszczenia zredukowanego dla wariantu 1_6 wynosiły 40,295 mm. Natomiast dla wariantu 1_2_3_4_5_6 - 26,126 mm - TABELA 2.

Uzyskane wyniki mogą służyć do określenia miejsc w gwóźdźkach śródszpikowych o największym wyężeniu, a następnie przeprowadzeniu w nich badań odporności korozyjnej w warunkach in vitro.

Podziękowania

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2010 - 2012 jako projekt badawczy nr N N507 513338.

TABELA 2. Wyniki analizy numerycznej dla założonego sposobu obciążenia.
TABLE 2. Results of numerical analysis for assumed type of load.

Wariant Variant	Przemieszczenia [mm]	Odkształcenia ϵ [%]	Naprężenia σ , [MPa]
	Displacements [mm]	Von Mises Strain ϵ [%]	Von Mises Stress σ , [MPa]
	Σ	Σ	Σ
2_6	31,239	2,7	2063
2_5	30,048	2,6	1986
2_4	28,967	8,5	2513
2_4_6	28,297	6,6	2087
2_3	27,733	2,8	1725
2_3_6	27,193	2,3	1694
2_3_5	27,152	2,3	1693
1_6	40,295	6,7	3002
1_5	38,086	6,4	2827
1_4	35,898	9,4	2609
1_4_6	34,931	6,9	2560
1_3_6	32,567	5,1	2256
1_3_5	32,513	5,0	2251
1_2_6	30,742	2,3	1707
1_2_5	29,590	2,3	1603
1_2_4	28,553	8,4	2508
1_2_3	27,378	2,7	1392
1_2_3_5	26,818	2,3	1365
1_2_3_6	26,859	2,3	1366
1_2_3_4_5_6	26,126	2,8	1366

In the course of the work, displacements, strains and stresses, depending on the assumed mechanical properties, were calculated. In order to carry out the calculations, appropriate initial 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 FIG. 3. The applied loading was presented in TABLE 1.

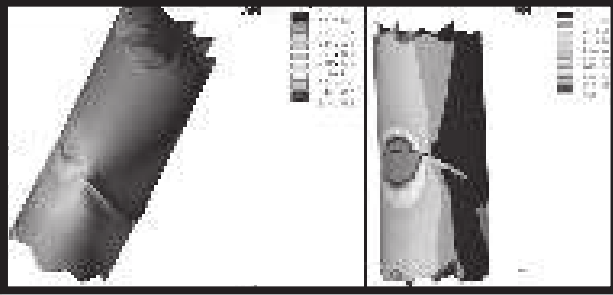
The obtained stresses and strains were reduced values according to the Huber-Mises-Henck hypothesis.

Results

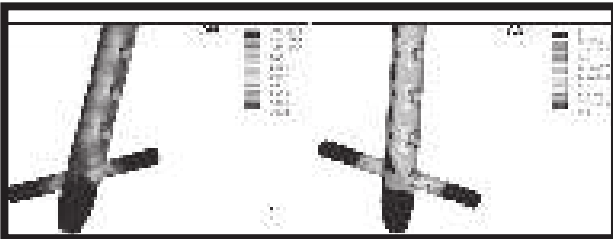
The maximum obtained values of displacements, deformations and stresses as a result of calculations conducted for the system femur - intramedullary nail made of Ti-6Al-4V alloy were presented in TABLE 2. Equivalent stresses distribution is shown for variant 1_6 in FIG. 4-6.

Conclusion

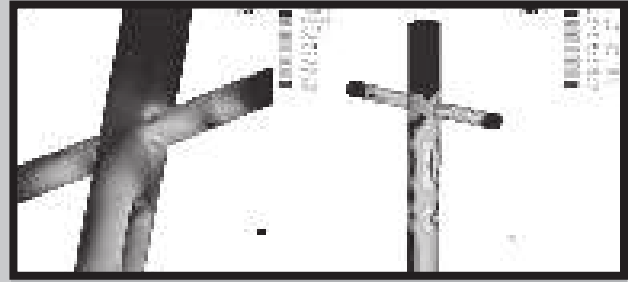
On the basis of the results of numerical analysis it was stated that the highest stresses occurred for models with two locking screws, placed in the longest distance among analyzed models – variant 1_6 at the contact between the lock and the nail (point contact), where the value of yield point for Ti-6Al-4V alloy $R_e=780$ MPa was exceeded – FIG. 5-6 and TABLE 2. Consecutive approaches between locks – variant 1_5, 1_4, caused decreasing of maximum values of the obtained stresses. The lowest values of stresses were observed for variant 1_2_3_4_5_6 with all locks possible to use – TABLE 2. Similar values of stresses at the contact between the nail and the lock were observed also for models



RYS. 4. Rozkład naprężeń zredukowanych kości w obszarze złamania: a) wartości maksymalne, b) wartości ograniczone do 250 MPa – wariant 1_6.
FIG. 4. Reduced stresses distribution of femur in the area of a fracture: a) maximum values, b) values limited to 250 MPa – variant 1_6.



RYS. 6. Rozkład naprężeń zredukowanych w gwoździu w obszarze rygli dalszych: a) wartości maksymalne, b) wartości ograniczone do 780 MPa – wariant 1_6.
FIG. 6. Reduced stresses distribution of femur in the area of further locks: a) maximum values, b) values limited to 780 MPa – variant 1_6.



RYS. 5. Rozkład naprężeń zredukowanych w gwoździu w obszarze rygli bliższych: a) wartości maksymalne, b) wartości ograniczone do 780 MPa – wariant 1_6.
FIG. 5. Reduced stresses distribution of femur in the area of closer locks: a) maximum values, b) values limited to 750 MPa – variant 1_6.

1_2_3, 1_2_3_5 and 1_2_3_6, which can lead to conclusion that introducing additional lock in model 1_2_3_4_5_6 does not influence significantly the values of obtained results. Summarizing conducted analysis it can be stated that for all locking combinations, the max. stresses are observed in the locks lying closest to each other on the both sides of the fracture eg: 1_6, 2_3, 1_4 etc. However, analyzing the whole nail it can be noticed that the values of stresses outside the places of the contact between locks and nail do not exceed the yield point for Ti-6Al-4V alloy $R_e=780$ MPa.

In addition, it was stated that that the maximum values of equivalent displacement for variant 1_6 were 40.295 mm. Whereas for variant 1_2_3_4_5_6 – they were equal to 26.126 mm - TABLE 2.

The obtained results can be useful in appointing places of the highest strain in intramedullary nails, and subsequently, in conducting corrosion resistance test in nails in in-vitro conditions.

Acknowledgements

The dissertation was financed from recourses for the science in years 2010-2012 as a scientific project.

Piśmiennictwo

- [1] Marciniak J., Chrzanowski W., Kajzer A. (2008) Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyntezie. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej Gliwice.
- [2] Bielewski J., Przygoda A. I., Sygnatowicz J., Ramotowski W., Granowski R.: Anwendung der Zespol – Konstruktion als externer Stabilisator. Ortho-paedics Praxis, 1985, 21, ss. 411-416.
- [3] Maatz A.: Intramedullary Nailing and other Itramedullary Osteosynthesys. Sanders Comp. Publ., 1986.
- [4] Ramotowski W., Granowski R., Bielewski J.: Osteosynthese metodą Zespol. Teoria i praktyka kliniczna. PZWL, Warszawa 1988.
- [5] Ramotowski W.: Stabilizatory płytkowe – Zespol, Polfix. Agencja Wydawnicza Zebra, Kraków 1994.
- [6] Kropfl A., Naglik H., Primavesi C., Herth H.: Unreamed Intramedullary Nailing of Femoral Fractures. The Journal of Trauma, 1995, Vol. 38, No 5.
- [7] Niedziółka J.: Śródszpikowa stabilna osteosynthese złamań trzonu kości udowej sposobem zamkniętym. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska 1984, XLIX, 4.
- [8] Czerpak K., Grabowski M.: Leczenie złamań kości udowej za pomocą gwoździa Küntschera oraz przeszczepu z kości szczątkowej. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska 1986, XLIII.
- [9] Marciniak J (2002) Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej Gliwice.
- [10] Paszenda Z (2002) Problematyka tworzyw metalowych stosowanych na implanty w kardiologii zabiegowej Inżynieria Biomateriałów 21: 3-9.
- [11] Chrzanowski W, Marciniak J (2003) Biomechanical analysis of the femoral bone-interlocking intramedullary nail system 18th European Conference on Biomaterials, Stuttgart Niemcy 154.

References

- [12] Marciniak J, Chrzanowski W, Kaczmarek M (2003) Biomechaniczna analiza układu kość udowa- gwoźdz śródszpikowy z wykorzystaniem metody elementów skończonych Inżynieria Biomateriałów 30-33:53-55.
- [13] Chrzanowski W, Marciniak J (2004) Displacement analysis in the femoral bone – intramedullary locked nail system. Proceedings of The Congress European Society of Biomechanics ESB 2004, S-Hertogenbosch, Holandia 4-7.07.2004.
- [14] Krauze A, Marciniak J (2005) Biomechanical analysis of a femur-intramedullary nails system in children. 22nd DAS – 2005, Danubia-Adria Symposium on Experimental Methods and Solid Mechanics, Parma (Włochy), 28.09-01.10.
- [15] A. Kajzer, W. Kajzer, J. Marciniak: Numerical and experimental analysis of the new, expansion intramedullary nails. Analiza numeryczna i doświadczalna prototypowego, samorozprężalnego gwoździa śródszpikowego. Engineering of Biomaterials, Number 89-91, Volume XII, Rok XII, December 2009, ss. 114-118.
- [16] A. Ziębowicz, A. Kajzer, W. Kajzer, J. Marciniak: Biomechanical analysis of metatarsal bone „I” – compression screws system. Engineering of Biomaterials, Number 89-91, Volume XII, Rok XII, December 2009, ss. 246 249.
- [17] M. Basiński, W. Kajzer: Analiza biomechaniczna i optymalizacja cech konstrukcyjnych stabilizatora do leczenia złamań kości długich. Sympozjum Metodyczne Doktorantów, PSKN zeszyt nr 24/2009, Gliwice 2009, ss. 9-23.
- [18] W. Kajzer, A. Kajzer, J. Marciniak: FEM analysis of expandable intramedullary nails in health and osteoporotic femur. Journal of Achievements in Materials and Manufacturin Engineering, JAMME, vol. 37/2 December 2009.
- [19] A. Kajzer, W. Kajzer, J. Marciniak: Expandable intramedullary nail – experimental biomechanical evaluation. Archives of Materials Science and Engineering, AMSE, vol. 41/1 January 2010.