

Anna M. RYNIIEWICZ¹, Mateusz OTTO, Andrzej RYNIIEWICZ²

¹Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, e-mail: anna@ryniewicz.pl, otto@agh.edu.pl

²Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej, Wydział Mechaniczny Politechnika Krakowska, e-mail: andrzej@ryniewicz.pl

ANALIZA FUNKCJONALNA ZESPOLENIA ŚRÓDSZPIKOWEGO W LECZENIU ZŁAMAŃ KOŚCI PISZCZELOWEJ

Streszczenie. Wykorzystując gwoździowanie śródszpikowe w leczeniu złamań kości piszczelowej istotne jest, aby zespolenie skutecznie stabilizowało odłamy kostne. Wpływ na ich stabilność ma system ryglowania i sztywność gwoźdźcia śródszpikowego, który wykonany jest z biozgodnych biomateriałów. Celem pracy jest identyfikacja metodą MES przemieszczeń i naprężeń w obciążonym terapeutycznie systemie zespolenia śródszpikowego ze stopu Ti6Al4V ELI, a na tej podstawie określenie mikroodkształcenia w konstrukcji. Wyniki analizy mają związek z mikroruchami odłamów kostnych pobudzające tkankę kostną do ich osteosyntezy.

Słowa kluczowe: zespolenie śródszpikowe, MES, przemieszczenia, odkształcenie, osteosynteza

1. WSTĘP

Obecnie jedną z najpopularniejszych metod leczenia złamań kości długich jest gwoździowanie śródszpikowe. Rosnące powodzenie metody wynika z możliwej stymulacji zrostu i co za tym idzie, szybkiego powrotu do aktywności fizycznej pacjenta [6], [5], [7]. Inicjacja zrostu następuje poprzez mikroruchy odłamów kostnych w obszarze przelomu złamania. Dlatego też na całym świecie trwają badania nad modernizacją konstrukcji zespolen śródszpikowych. Dąży się do optymalizacji procesu zrostu przy łatwej technice implantacji, która eliminowałaby albo ograniczałaby ryzyko powikłań pooperacyjnych. Aby doszło do pobudzenia osteosyntezy złamania, między innymi biomateriały zastosowane do konstrukcji zespolen śródszpikowych, powinny charakteryzować się odpowiednimi właściwościami mechanicznymi: modułem Younga oraz współczynnikiem Poissona. Odpowiednia kombinacja obu powyższych parametrów, po obciążeniu systemu zespolenia śródszpikowego przy codziennej aktywności pacjenta, powinna powodować w gwoździu śródszpikowym mikroodkształcenie pobudzające mikroruchy zespalanych odłamów kostnych. Ostatecznie prowadząc do prawidłowej osteosyntezy złamania.

Najnowsze badania naukowe nie dostarczają kompletnych danych dotyczących wartości przemieszczeń, mikroodkształceń oraz naprężeń w obciążonym terapeutycznie zespoleniu śródszpikowym kości piszczelowej. Wiadomo, że są one ściśle związane z kształtem gwoźdźcia oraz zastosowanym biomateriałem do jego konstrukcji. Wobec tego zachodzi potrzeba przeprowadzania analiz przemieszczeń, mikroodkształceń oraz naprężeń w zespoleniach

śródszpikowych. Przez pryzmat ich wielkości możliwa będzie ocena wpływu biomateriału systemu zespolenia śródszpikowego na stymulację zrostu. Stąd celem pracy jest identyfikacja metodą MES przemieszczeń i naprężeń w obciążonej terapeutycznie konstrukcji systemu zespolenia śródszpikowego ze stopu Ti6Al4V ELI, będącego jednym z najbardziej popularnych biomateriałów stosowanych na tego typu konstrukcje. Na podstawie wyników analizy przemieszczeń zostanie obliczone mikroodkształcenie gwoźdźcia śródszpikowego.

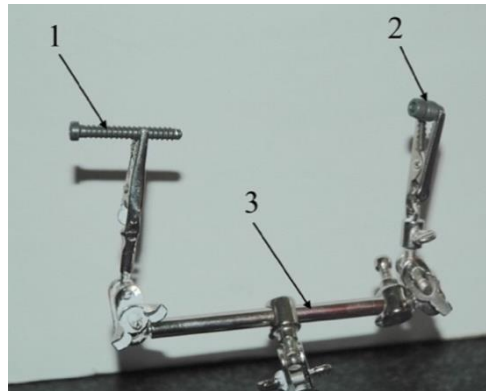
2. MATERIAŁ DO BADAŃ

Materiałem badania jest model zespolenia śródszpikowego ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI, który opracowano na podstawie systemu zespolenia śródszpikowego firmy Stryker® o numerze seryjnym 9/345 1822-0934 CE0123 K03EBC9 (Rys.1).



Rys.1. Skanowanie zespolenia śródszpikowego: 1 – skaner laserowy, 2 – gwóźdź śródszpikowy, 3 – otwory statyczne, 4 – otwór dynamiczny, 5 – otwór pilotażowy, 6 – statyw

Średnica zewnętrzna trzonu gwoźdźcia wynosi 9mm, wewnętrzna 5mm, a długość 345mm. Składa się z 5 otworów statycznych, 1 dynamicznego i 1 pilotażowego gwintowanego. W otwory statyczne mocuje się wkręty blokujące z gwintem na całej długości firmy Stryker® 1896-4035, a w otwór pilotażowy wkręca się śrubę zaślepiającą standardową firmy Stryker® 1822-003 (Rys.2). Otwory statyczne w części bliższej wykonane są w odległości kolejno: 17mm i 24mm od górnej powierzchni czołowej gwoźdźcia, natomiast w części dalszej kolejno: 5mm, 15mm i 25mm od dolnej powierzchni czołowej gwoźdźcia. W odróżnieniu do otworu statycznego, w otwór podłużny wprowadza się śrubę z niepełnym gwintem firmy Stryker® 1891-5035. Otwór podłużny położony jest w zakresie od 34mm do 41mm licząc od górnej powierzchni czołowej gwoźdźcia. Wszystkie elementy systemu zespolenia śródszpikowego są wykonane ze stopu Ti6Al4V ELI anodowanego typu 2 zgodnie ze standardem SAE AMS 2488 [11] (Tabela 1).



Rys. 2. Elementy systemu zespolenia śródszpikowego: 1 – śruba do otworu statycznego, 2 – zaślepka, 3 – statyw

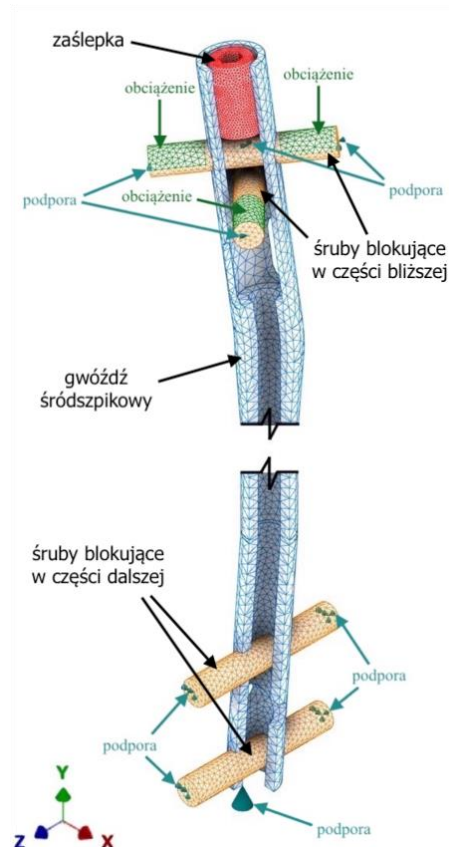
Tabela 1. Wybrane właściwości mechaniczne stopu tytanu Ti6Al4V ELI w stanie wyzarzonym [11]

Parametr	Wartość		
Moduł Younga	100		[GPa]
Współczynnik Poissona	0,31	-	0,37
Granica plastyczności	900		[MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	950		[MPa]

W celu przeprowadzenia badania, opracowano model CAD na podstawie skanu zespolenia śródszpikowego (Rys.1). Dzięki uprzejmości Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej, Wydziału Mechanicznego Politechniki Krakowskiej, zebrano wyniki pomiarowe, które zostały zarejestrowane przy pomocy ręcznego skanera laserowego RA - 7320 SI Romer® z przestrzenną dokładnością skanowania 0,042 mm. Na tej podstawie opracowano model CAD omawianego zespolenia śródszpikowego przy użyciu oprogramowania Autodesk® Inventor Professional 2017.

3. METODA BADANIA

W artykule została wykorzystana metoda elementów skończonych (MES) w celu wyznaczenia mapy przemieszczeń oraz naprężeń H-M-H w obciążonym terapeutycznie w systemie zespolenia śródszpikowego. Przyjęte w analizie warunki brzegowe w modelu wynikają z modelu Beragmana i dotyczą one sposobu ryglowania gwoźdźcia oraz obciążenia (Rys. 3). W analizie zastosowano ryglowanie statyczne zespolenia polegające na mocowaniu wkrętów w części dalszej i bliższej gwoźdźcia. Obciążenie pochodzi od człowieka o masie 70kg w trakcie spaceru po płaskiej powierzchni. Wywierane jest ono na kolano w najbardziej obciążającej dla układu szkieletowo-mięśniowej fazie chodu, którego mnożnik masy ciała wynosi 2,8 [1], [9].



Rys. 3. Warunki brzegowe analizy numerycznej

Zgodnie z rzeczywistym modelem obciążenia, zostało ono przyłożone na górnych powierzchniach wkrętów w części bliższej gwoźdźca w kierunku wertykalnym Oy zgodnie z przyjętym układem współrzędnych. Odebrano w nich stopnie swobody: rotacyjne oraz translacyjne wzdłuż osi wkrętów odpowiadając rzeczywistym warunkom brzegowym zamocowania wkrętów w odłamie kości piszczelowej. Umożliwia to ruch wertykalny względem trzonu zespolenia śródszpikowego. Pełnią one rolę utwierdzeń przesuwnych (teleskopowych).

We wkrętach w części dalszej gwoźdźca zostały zablokowane: ruch rotacyjny wzdłuż osi wkrętów i translacyjnych wzdłuż osi wkrętów oraz trzonu gwoźdźca śródszpikowego. Stanowią one wyłącznie rolę utwierdzeń nieprzesuwnych. W gwoździu został zablokowany ruch translacyjny wzdłuż jego trzonu. Kontakt powierzchni wkręt-otwór gwoźdźca śródszpikowego, został zamodelowany jako *separacja/bez przesuwu* natomiast połączenie gwintowe modelu bryłowego śruby zaślepiającej i gwoźdźca, zostało zastąpione kontaktem powierzchni typu *spojony*. Zespolenie zostało wirtualnie ryglowane w sposób statyczny, blokując ruchy rotacyjne i translacyjne względem kanału szpikowego kości piszczelowej. Ilość i położenie wkrętów blokujących wynika z praktyki chirurgicznej.

Model zespolenia śródszpikowego przez przystąpieniem do dyskretyzacji został wcześniej odpowiednio przygotowany. Usunięto zbędne elementy (fazy, rowki, gwinty itd.), których brak z punktu widzenia przedmiotu analizy nie wpłynie na poprawność finalnego wyniku, a ich obecność mogłaby go zaburzyć. Elementy systemu zespolenia śródszpikowego charakteryzują się geometrią o obłych kształtach. W związku z powyższym, podczas dyskretyzacji dokonano podziału badanych obszarów na czworościenne elementy skończone, które najlepiej odwzorowują obłe kształty. Ustalono globalny rozmiar siatki elementów o wielkości krawędzi 2mm. Dodatkowo dokonano zagęszczeń siatki: w modelach bryłowych wkrętów – 1mm, w modelu bryłowym śruby zaślepiającej – 0,5mm, w obszarach w pobliżu krawędzi – 0,5mm. Dyskretyzację przeprowadzono z dokładnością 10^{-5} mm. Liczba elementów skończonych wyniosła 144915, a węzłów 222360. Do analizy wykorzystano parametry

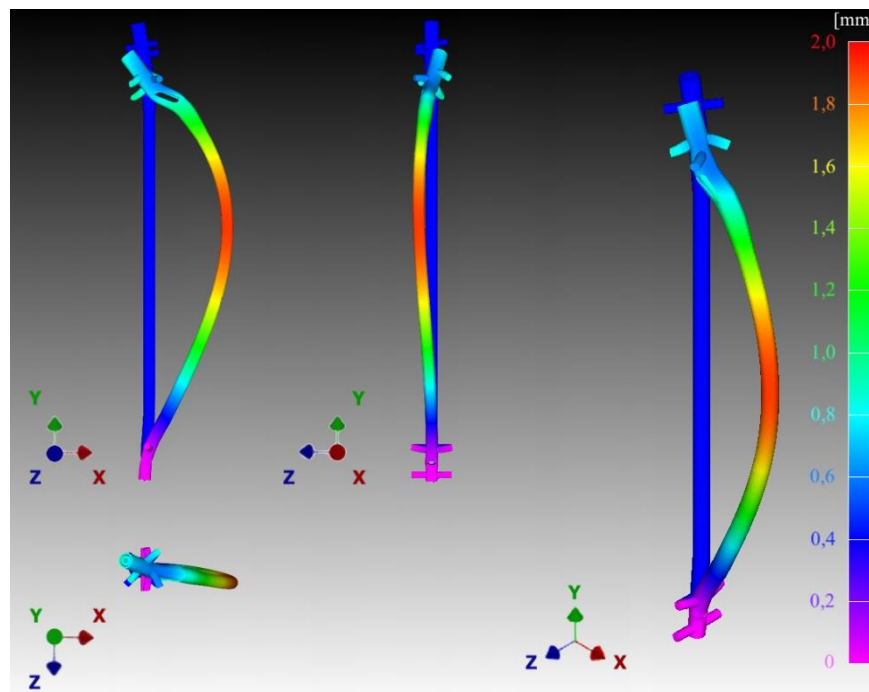
mechaniczne stopu tytanu z tabeli 1. Do analizy numerycznej posłużył program Autodesk® Nastran 2017, stanowiący moduł Autodesk® Inventor Professional 2017. Prezentacje wyników wykonano w programie Siemens® FeMap.

4. WYNIKI ANALIZY

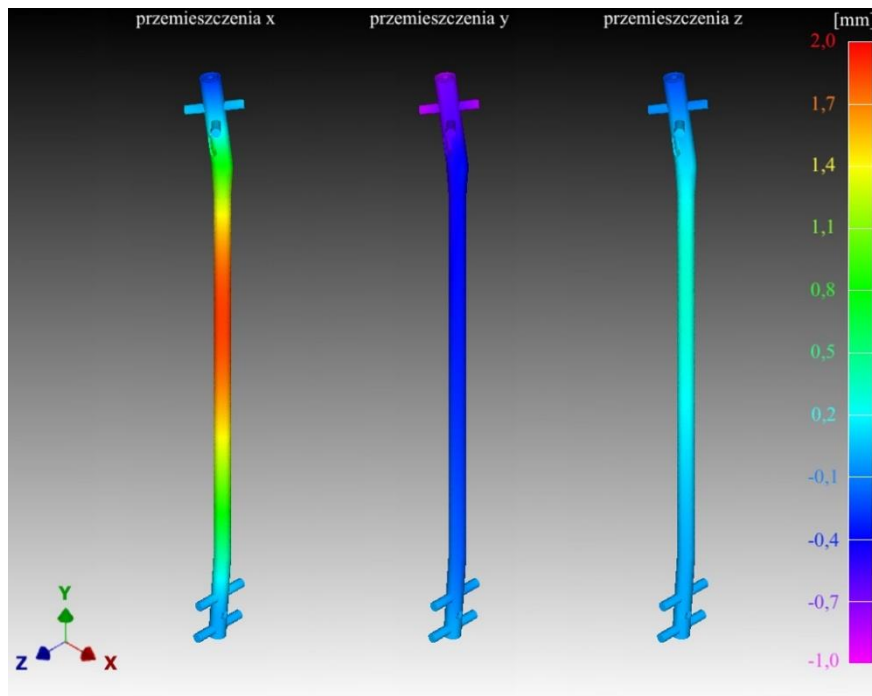
Wyniki analizy dotyczą przemieszczeń x , y i z (względem przyjętego układu współrzędnych), przemieszczeń wypadkowych i naprężeń z hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (H-M-H) (Rys.4-6) W pracy przyjęto różne sposoby prezentacji wyników przemieszczeń ze względu na ich zwroty:

- dla przemieszczeń wypadkowych (Rys.4), kolorem czerwonym oznaczono obszary o największej wartości przemieszczeń,
- dla przemieszczeń x oraz z (Rys.5), kolorem czerwonym oznaczono obszary o największej wartości przemieszczeń i mają one wartości dodatnie,
- dla przemieszczeń y (Rys.5), kolorem fioletowym oznaczono obszary o największej wartości przemieszczeń i mają one wartości ujemne.

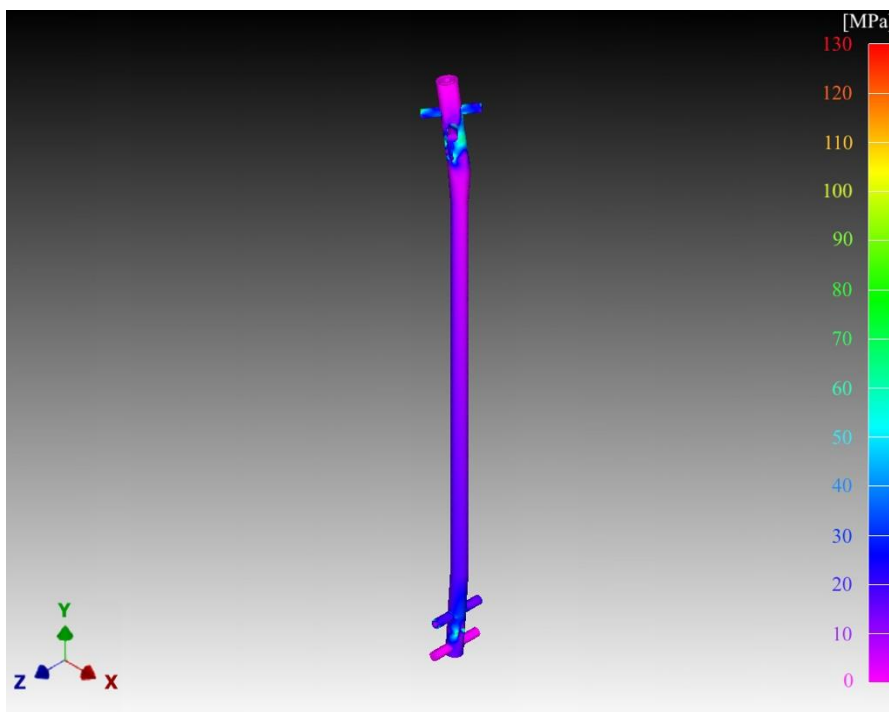
Dla naprężeń H-M-H (Rys.6) kolorem czerwonym zaznaczono obszary o największej koncentracji naprężeń. Mapy przemieszczeń wertykalnych, horyzontalnych oraz naprężeń H-M-H zostały przedstawione w rzutach aksonometrycznych. Mapa przemieszczeń wypadkowych została przedstawiona w rzutach aksonometrycznych i prostokątnych.



Rys. 4. Mapy przemieszczeń wypadkowych w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI



Rys. 5. Mapy przemieszczeń w osiach x, y i z w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI



Rys. 6. Naprężenia H-M-H w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI

Zbiorne wyniki analizy numerycznej zostały przedstawione w Tabeli 2. Aby możliwe było dodatkowe porównanie wyników symulacji numerycznej w niniejszej pracy z wynikami badań innych autorów, obliczono mikroodkształcenie badanego gwoźdźcia śródszpikowego jako iloraz przemieszczeń w gwoźdźciu śródszpikowym w kierunku wertykalnym $0y$ z jego długością. Mikroodkształcenie badanego gwoźdźcia śródszpikowego wyniosło $28\mu\epsilon$.

Tabela 2. Wyniki symulacji

Wynik/ Zakres	Przemieszczenia [mm]				Naprężenia H-M-H [MPa]
	x	y	z	całkowite	
min	-0,26	-0,86	-0,21	1,90	130
max	1,85		0,31		

5. Dyskusja i wnioski

Z przeprowadzonych badań wynika, że przemieszczenia względem wyznaczonych osi układu współrzędnych są dominujące dla x (max 1,85mm). Taki charakter wybożenia gwoździa śródszpikowego jest spodziewany i typowy. Wynika on z kształtu konstrukcji, lokalizacji przyłożonego obciążenia oraz położenia wkrętów mocujących. Również z tego powodu przemieszczenia z (max 0,31mm) są relatywnie niewielkie. Przemieszczenia x (max 1,85mm) mogą wpłynąć zarówno negatywnie jak i pozytywnie na tworzący się zrost. Dzieje się tak ponieważ mikroruchy odłamów kostnych niewątpliwie pobudzają osteosyntezę, ale jednocześnie istnieje zagrożenie jej zaburzenia poprzez ścinanie nowo tworzącego się zrostu [8]. Może mieć to jeszcze większe znaczenie przy złamaniach wieloodłamowych, w których liczebność potencjalnych płaszczyzn ścinania jest większa niż dla innych typów złamań [2], [10]. Najlepszymi stymulatorami zrostu są przemieszczenia y (-0,86mm), powodujące ściskanie odłamów kostnych. Potwierdzenie tego można znaleźć w oparciu o badania Rozbucha i Fragomen'a, którzy stymulowali zrost kostny poprzez zdalne sterowanie wydłużeniem i skróceniem zespolenia śródszpikowego [3]. Symetryczna amplituda przemieszczeń wzdłużnych o wartości 0,66mm, podawana cztery razy dziennie, skutkowałą szybszym zrostem kostnym i wydłużeniem kości o 96% w obszarze przełomu. Przez pryzmat powyższych badań oraz przeprowadzonych w niniejszym artykule symulacji wynika, że amplituda przemieszczeń wzdłużnych, która wyniosła 0,86mm powinna tak samo, jeśli nie skuteczniej, stymulować zrost kostny. Przemieszczenia w trzonie gwoździa śródszpikowego osiąga amplitudę ok. 0,3-0,5mm, co może okazać się niewystarczające do skutecznej osteosyntezy zespalanych odłamów kostnych. Z drugiej strony badania innych autorów, m.in. Goodship'a i Rubin'a, wskazują, że mikroodkształcenia już od $25\mu\epsilon$ mogą powodować 52% wzrost składników mineralnych kości, ale wyłącznie przy wysokich częstotliwości (30Hz) [4]. Biorąc pod uwagę wynik mikroodkształcenia ($28\mu\epsilon$) zespolenia ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI, konstrukcja powinna wpłynąć pozytywnie na tworzący się zrost.

Wyniki naprężeń H-M-H wskazują, największe naprężenia o wartości 130MPa w wkrętach blokujących bliższych są związane z miejscem przyłożenia obciążenia. Mają one charakter punktowy, a zdecydowana większość naprężeń osiąga wartość ok. 70MPa. Także okolice otworów w części bliższej i dalszej obfitują w rozległą mapę naprężeń o wartościach ok. 70MPa. Spowodowane jest to ich spiętrzaniem się na ostrych krawędziach otworów i zmianą pola przekroju poprzecznego gwoździa. Większość naprężeń w konstrukcji oscyluje w granicach 10-20MPa.

Na bazie otrzymanych wyników można wysunąć wniosek, że wpływ na wartości przemieszczeń i odkształcenia w konstrukcji zespolenia śródszpikowego ma wartość modułu Younga oraz współczynnika Poissona zastosowanego biomateriału. Przeprowadzone analizy pokazują, że kombinacja powyższych parametrów stopu tytanu Ti6Al4V ELI (moduł Younga 100GPa, współczynnik Poissona 0,31-0,37), z którego wykonane jest zespolenie śródszpikowego, może przyczynić się do stymulacji zrostu kostnego przyspieszając regenerację tkanki kostnej. Analiza naprężeń H-M-H pozwala wyciągnąć wniosek, że pod obciążeniem masą ciała pacjenta podczas chodu system zespolenia śródszpikowego, który wykonany jest ze

stopu tytanu Ti6Al4V ELI (granica plastyczności 900MPa) pracuje w zakresie odkształcenia sprężystego nie powodując stałej deformacji gwoździa.

LITERATURA

- [1] D’Lima D. D., Fregly B. J., Patil S, Steklov N, Colwell C. W. Jr.: Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, vol. 226, issue 2, 2012, p. 95-102.
- [2] Egol K. A., Koval K. J., Zuckerman J. D.: *Kompendium leczenia złamań. Tom I i II. Konsultacja nauk.* Snela S., Cieliński Ł., przekład zbiorowy, Warszawa, MediPage, 2012.
- [3] Fragomen A. T., Rozbruch S. R.: Lengthening of the Femur with a Remote-Controlled Magnetic Intramedullary Nail: Retrograde Technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 6, issue 2, 2016, p. 1-15.
- [4] Goodship A., Lawes T., Rubin C.: Low-magnitude high-frequency mechanical signals accelerate and augment endochondral bone repair: preliminary evidence of efficacy. *J Orthop Res.*, vol. 27, issue 7, 2009, p. 922-930.
- [5] Knothe T. M. L., Adamson J. R., Tami A. E., Bauer T. W.: The osteocyte. *The international Journal of Biochemistry & Cell Biology*, vol. 35, 2004, p. 1-8.
- [6] Lekszycki T.: *Wybrane zagadnienia modelowania w biomechanice kości.* Warszawa, Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, 2007.
- [7] Madadi F-z., Eajazi A., Madadi F-h., Besheli L. D., Sadeghian R. et al.: Adult tibial shaft fractures – different patterns, various treatments and complications, *Med Sci Monit*, vol. 17, no. 11, 2011, p. 640-645.
- [8] Marciniak J., Chrzanowski W., Kajzer A.: *Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyntezie.* Gliwice, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2008.
- [9] Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M., Bergmann G. et al.: Duration and frequency of everyday activities in total hip patients. *Journal of Biomechanics* 34, 2001.
- [10] Stannard J. P., Schmidt A. H., Kregor P. J.: *Leczenie operacyjne obrażeń narządu ruchu. Tom IV. tłum. Bojko A.,* Warszawa, MediPage, 2010.
- [11] <http://www.stainless.eu/assets/files/produits/en/stainless-bars-TA6V-ELI.pdf> (odwiedzona 6.06.16).

FUNCTIONAL ANALYSIS OF INTRAMEDULLARY NAIL IN TREATMENT OF TIBIA FRACTURE

Abstract. In intramedullary nailing for tibia fracture treatment, important is effectively stabilizes bone fragments. Their stability depends on the locking system and the stiffness of the intramedullary nail, which is made of biocompatible biomaterials. The purpose of the paper is to identify, based on FEM, displacements and stresses in therapeutically loaded intramedullary nail, made of Ti6Al4V ELI, and on this basis, the determination of microstrain in the construction. The results of the analysis are related to micromovements of bone fragments stimulating bone tissue to their osteosynthesis.