

Analiza MES stanu odkształcenia i naprężenia w nowym gwoździu ryglowanym przeznaczonym do leczenia złamań kości u psów

Jarosław Filipiak¹, Karolina Burzyńska¹, Janusz Bieżyński²

¹Katedra Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów, Politechnika Wroclawska

²Katedra i Klinika Chirurgii, Wydział Medycyny Weterynaryjnej, Uniwersytet Przyrodniczy we Wrocławiu

email: jaroslaw.filipiak@pwr.edu.pl, janusz.biezynski@up.wroc.pl, karolina.burzynska@pwr.edu.pl

STRESZCZENIE: W pracy przedstawiono wyniki symulacji numerycznych układu gwoździw śródszpikowy – kość udowa z dwoma wariantami ryglowania gwoźdździ. Analizowane są nowe rozwiązania konstrukcyjne rygli o gładkich walcowych powierzchniach współpracujących z tkanką kostną i gwintem metrycznym w centralnej części pozwalającym na ich połączenie z gwoździem. Rozpatrywano różne konfiguracje lokalizacji rygli w części dalszej i bliższej kości udowej oraz rygle jednostronne i dwustronne. Przeprowadzono porównanie wariantów ryglowania, uwzględniając m.in. analizę naprężeń, odkształceń oraz przemieszczeń występujących w układzie. Przedstawiona praca jest fragmentem programu badań nad rozwojem konstrukcji gwoździw śródszpikowych przeznaczonych do leczenia złamań kości kończyn u psów.

SŁOWA KLUCZOWE: gwoździe śródszpikowy, analiza numeryczna, metoda elementów skończonych, kość udowa

1. Przedmiot i zakres pracy

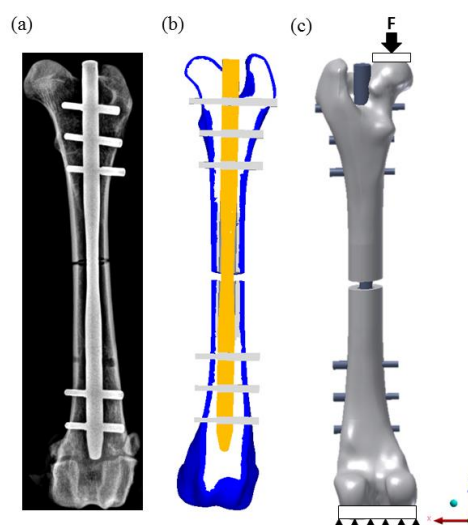
Stabilizacja śródszpikowa jest popularną metodą leczenia złamań kości długich powszechnie stosowaną w praktyce klinicznej od lat sześćdziesiątych XX wieku. Jej zaletą jest możliwość skutecznego unieruchomienia wielodłamowych złamań kości długich. Nie bez znaczenia jest fakt umieszczenia głównego elementu stabilizującego – gwoźdździ – wewnątrz jamy szpikowej, co zapewnia ograniczenie liczby elementów zlokalizowanych na zewnątrz leczonej kończyny. Jest to istotny czynnik korzystnie wpływający na komfort użytkownika [1]. Umieszczenie dużego, zazwyczaj wykonanego z metalu, implantu w jamie szpikowej niesie również niekorzystne skutki, takie jak: zwiększone ryzyko infekcji i reakcji obronnych organizmu, uszkodzenie znacznej części kości gąbczastej, która będzie potrzebowała czasu na zregenerowanie, a przede wszystkim uszkodzenie systemu naczyń krwionośnych zaopatrujących kość w substancje odżywcze [6]. Pomimo tych niedogodności gwoździe śródszpikowe są chętnie wykorzystywane ze względu na prostotę konstrukcję systemu stabilizującego, a przede wszystkim ze względu na zazwyczaj małoinwazyjny sposób implantowania [3,4,5]. Wymienione cechy sprawiają, że coraz częściej stabilizacja śródszpikowa stosowana jest do leczenia złamań kości kończyn u psów, gdzie aspekt niedostępności elementów stabilizatora dla zwierzęcia jest szczególnie istotny. W pracy przedstawiono wyniki analizy wytrzymałościowej MES systemu stabilizacji śródszpikowej przeznaczonego do zespalania kości kończyn psów dużych ras. System został opracowany przez autorów pracy we współpracy z BHH Mikromed.

2. Opis badanego układu i metodologia badań

Badania przeprowadzono na modelu numerycznym prototypowego gwoźdździ śródszpikowego z nowym systemem ryglowania. Cechą charakterystyczną systemu ryglowania jest ruchome połączenie rygli z kością (możliwość przemieszczania się rygli w kierunku osiowym oraz rotacji wokół tej osi). Rygle połączone są sztywno z gwoździem za pomocą połączenia gwintowego. Model numeryczny układu kość – gwoździe śródszpikowy został

opracowany na podstawie rzeczywistego obiektu. Jest to przypadek złamania poprzecznego, dwudłamowego w centralnej części trzonu kości udowej psa dużej rasy.

Na podstawie zdjęć RTG oraz tomografii komputerowej (rys. 1) zrekonstruowano model geometryczny kości udowej psa. W modelu uwzględniono szczelinę międzyodłamową wynoszącą 2 mm. Gwoździe o średnicy 8 mm i długości 185 mm został umieszczony współosiowo w jamie szpikowej modelu kości i połączony z odłamami kostnymi za pomocą rygli. Model dyskretny składał się z elementów skończonych typu HEXA (strukturalny 10-węzłowy element Solid187 oraz 20-węzłowy element Solid186). Podział na tkankę kostną zbitą i gąbczastą uzyskano poprzez selekcję poszczególnych warstw elementów w modelu. Struktury kostne zamodelowano jako materiał izotropowy o charakterystyce liniowej (tabela 1). Dodatkowo uwzględniono parametry kontaktu pomiędzy gwoździem i ryglami, gwoździem i tkanką kostną, ryglami i tkanką kostną.

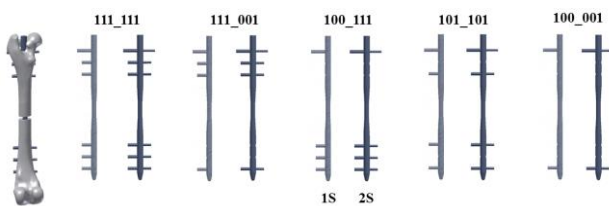


Rys. 1. Zdjęcia RTG psiej kości udowej z zamontowanym gwoździem śródszpikowym z ryglami dwustronnymi 2S (a) oraz model numeryczny (b) i geometryczny wraz ze schematem obciążenia (c) układu

Tabela 1. Stałe materiałowe

Materiał	E [MPa]	ν [-]
Gwóźdź śródszpikowy	200000 ^[8]	0,33 ^[2]
Kość zbita	18000 ^[7]	0,3 ^[7]
Kość gąbczasta	500	0,4
Szpik	15	0,3

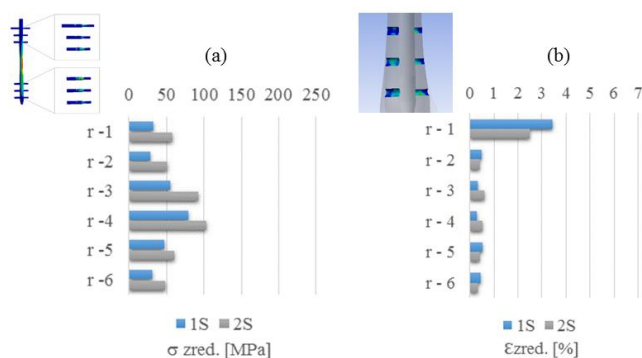
Opracowane modele numeryczne posłużyły do przeprowadzenia analizy wpływu konfiguracji rygli na stan odkształcenia i naprężenia w elementach systemu stabilizacji śródszpikowej oraz odkształcenia tkanki kostnej w miejscu kontaktu z ryglami. Porównywano dwa warianty mocowania gwoździa przy pomocy rygli jednostronnych (oznaczanych jako 1S) oraz rygli dwustronnych (2S). W obu przypadkach zamodelowano po pięć wybranych konfiguracji rozmieszczenia rygli w gwoździu śródszpikowym (rys. 2).



Rys. 2. Rozpatrywane w ramach badań konfiguracje rozmieszczenia rygli w gwoździu śródszpikowym

3. Wyniki symulacji i ich analiza

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń porównano wartości naprężeń w analizowanych modelach. Wartości naprężeń zredukowanych zależą od lokalizacji rygli. Ich najwyższe wartości występują w ryglach znajdujących się najbliżej szczeliny złamania i osiągają około 1/4 wartości R_m . W przypadku rygli jednostronnych (1S) wartości naprężeń w nich występujące są niższe o 23 ÷ 45 % niż w przypadku zastosowania rygli dwustronnych (2S).



Rys. 3. Przykładowe wartości naprężeń zredukowanych Hubera-von Misesa występujących w poszczególnych ryglach (a) oraz odkształceń zredukowanych występujących w tkance kostnej bezpośrednio kontaktującej się z ryglami (b) dla przypadku konfiguracji rygli 111_111

Innym analizowanym parametrem były odkształcenia w tkance kostnej w rejonie kontaktu z ryglami. Zbyt wysokie wartości odkształcenia tkanki kostnej zbitej, przekraczające 2,5%, mogą powodować jej obumieranie (osteolizę) [1, 8]. W analizowanych modelach najwyższe

wartości odkształceń wystąpiły w modelu w konfiguracji 101_101, najniższe natomiast w układzie z konfiguracją 100_001. Porównując oba typy rygli, wyższe wartości odkształceń (o 17 ÷ 28% w zależności od przypadku) zaobserwowano w układach wykorzystujących rygle jednostronne (1S). Autorzy przeanalizowali również przemieszczenia odłamów kostnych względem siebie w wybranych konfiguracjach. Taka kompleksowa analiza modeli pozwoliła na zaobserwowanie różnic występujących pomiędzy poszczególnymi wariantami konfiguracji rozmieszczenia rygli oraz typem użytych rygli.

4. Podsumowanie

W pracy przedstawiono wyniki badań biomechanicznych systemu stabilizacji śródszpikowej przeznaczonego do leczenia złamań kości kończyn u psów. Szczególną uwagę poświęcono kwestii zasadności użycia rygli jednostronnych jako alternatywa dla powszechnie stosowanych rygli bądź śrub dwustronnych. Uzyskane wyniki upoważniają do sformułowania następujących wniosków:

- 1) rygle walcowe o dwóch stopniach swobody w miejscu połączenia z kością (translacja wzdłuż i rotacja wokół osi rygla) zapewniają bezpieczną pracę systemu stabilizującego oraz korzystne warunki biomechaniczne dla tkanki kostnej,
- 2) gwóźdź śródszpikowy mocowany za pomocą rygli jednostronnych spełnia funkcję stabilizującą i zapewnia odpowiednie warunki biomechaniczne ograniczając jednocześnie obszar ingerencji chirurgicznej.

Możliwość wyboru odpowiedniej konfiguracji ryglowania gwoździa daje możliwość sterowania parametrami mechanicznymi systemu stabilizującego, tak aby uzyskać jak najkorzystniejsze warunki biomechaniczne leczenia złamania.

Przedstawiona praca jest fragmentem programu badań nad rozwojem konstrukcji gwoździ śródszpikowych przeznaczonych do leczenia złamań kości kończyn u psów.

Obliczenia wykonano przy użyciu zasobów udostępnionych przez Wrocławskie Centrum Sieciowo-Superkomputerowe (<http://wcss.pl>), grant obliczeniowy Nr 397.

Literatura

- [1] Będziński R., Filipiak J.: Biomechaniczne problemy w osteosyntezie. W: Biocybernetyka i Inżynieria biomedyczna 2000. Pod red. Macieja Nałęczca. T. 5. Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna. Warszawa : "Exit", 2004. s. 445-468,
- [2] Marcinikak J., Chrzanoski W., Krauze A.: Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyntezie, wyd. 2, Gliwice: Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2008
- [3] Naurisa J., Rauhi G.: Biomechanical evaluation of intramedullary nail and bone plate for fixation, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Vol. 56, p. 34-44, 2016
- [4] Gatineau M., Planté J.: Ulnar Interlocking Intramedullary Nail Stabilization of a Proximal Radio-Ulnar Fracture in a Dog, Veterinary Surgery, Vol. 39, Issue 8, pages 1025-1029, 2010
- [5] Moses P.A., Lewis D.D., Lanz O.I., Stubbs W.P., Cross A.R., Smith K.R.: Intramedullary interlocking nail stabilisation of 21 humeral fractures in 19 dogs and one cat. Aust Vet J., 80(6), 2002, s.336-43
- [6] Pfeifer R., Sellei R., Pape H.C.: The biology of intramedullary reaming. Injury, 2010 (41); S4-S8
- [7] Jorgensen C.S., Kundu T.: Measurement of material elastic constants of trabecular bone: a micromechanical analytic study using a 1 GHz acoustic microscope. J Orthop Res 2002, 20:151-158.
- [8] Van C. Mow, Rik Huiskes: Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology, Lippincott Williams & Wilkins, 2005