



Analiza porównawcza wybranych wariantów stabilizacji złamania kości ramiennej za pomocą gwoźdźcia śródszpikowego

A comparative study of stabilization variants of humeral fracture using an intramedullary nail

Jakub J. Słowiński¹, Dawid Kęszycki¹, Konrad Kudłacik²

¹Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-370 Wrocław, tel.: +48 320 47 83, e-mail: jakub.slowinski@pwr.edu.pl

²Oddział Ortopedyczno-Urazowy Specjalistycznego Szpitala im. dra A. Sokotowskiego, ul. Sokotowskiego 4, 58-309 Wałbrzych

Streszczenie

Abstract

Złamanie kości ramiennej stanowi blisko 1,5% wszystkich złamań, ale ze względu na wiek zraniona jest przyczyna powstawania urazu. Leczenie operacyjne, stosowane w bardziej rozległych i skomplikowanych urazach, polega na stabilizacji za pomocą implantów płytkowych bądź gwoździ śródszpikowych. W ramach przeprowadzonej analizy numerycznej stabilizacji złamania trzonu kości ramiennej porównano 4 metody zespolenia tytanowego gwoźdźcia śródszpikowego z odłamami kostnymi. Wyniki przeprowadzonych symulacji wykazały, że w zakresie analizowanych danych, każdy z testowanych wariantów umożliwia uzyskanie zrostu kostnego. Maksymalne przemieszczenia międzyodłamowe mieściły się w zakresie 325-540 μm , co stanowi wartość korzystną dla procesów zrostu. Także wartości naprężeń odnotowanych dla poszczególnych modeli nie wskazały na przekroczenie doraźnych wartości na wytrzymałość. Uzyskane wyniki sugerują, że dla danego przypadku każdy z wariantów stabilizacji pozwoli na uzyskanie pozytywnych efektów leczenia.

Fractures of the humerus constitute nearly 1.5% of all fractures, but due to age, the cause of the injury varies. The surgical treatment, used in more extensive and complicated injuries, consists in stabilization with the help of plate implants or intramedullary nails. As part of the numerical analysis of the stabilization of the humerus fracture, 4 methods of the intramedullary nail fixation were compared. The results of the conducted simulations showed that in the range of the analyzed data, each of the tested variants allows for bone union. Maximal interfragmentary movement was in the range of 325-540 μm , which is a favorable value for bone union processes. Also the stresses recorded for individual models did not exceeded the strength of used materials. The obtained results suggest that each of the stabilization variants will allow to obtain positive treatment effects.

Słowa kluczowe: złamanie kości ramiennej, gwoździec śródszpikowy, metoda elementów skończonych

Key words: humerus fracture, intramedullary nail, finite element method

otrzymano / received:

21.03.2019

poprawiono / corrected:

03.04.2019

zaakceptowano / accepted:

08.04.2019



Wprowadzenie

Złamanie trzonu kości ramiennej stanowi 3 do 7% wszystkich złamań, jakie odnotowuje się wśród osób dorosłych [1, 2]. Złamania w obrębie trzonu stanowią z kolei blisko 20% złamań tej kości, które ze względu na jej położenie i funkcje, w której ona współuczestniczy, dzieli się na bezpośrednie (np. komunikacyjne) oraz pośrednie (np. urazy sportowe, upadki) [1, 3]. Wśród poszkodowanych dominują dwie grupy – młodzi mężczyźni oraz starsze kobiety. W pierwszej z nich dominują urazy wysokoenergetyczne i wieloodłamowe o dużym stopniu skomplikowania z towarzyszącymi uszkodzeniami sąsiadujących tkanek miękkich. W grupie drugiej specyficzne są niskoenergetyczne urazy wynikające z jakości tkanki kostnej – zwykle związane z obecnością procesów osteoporotycznych. Charakterystyczne są wówczas proste złamania pozbawione odłamów i uszkodzeń w obrębie tkanek miękkich [1, 4].

We współczesnej ortopedii obserwuje się dwa możliwe podejścia do złamania kości ramiennej w obrębie trzonu – nieoperacyjne oraz wymagające interwencji chirurgicznej. W podejściu pierwszym, właściwym prostym, zamkniętym złamaniom bez towarzyszących uszkodzeń tkanek miękkich, stosowana jest jedynie zewnętrzna stabilizacja mająca uniemożliwić wzajemny ruch odłamów. Jak jednak wykazują badania, technika nieoperacyjna grozi powikłaniami zrostu kostnego, jak również późniejszymi komplikacjami dotyczącymi ruchomości w obrębie kończyny górnej [5-7]. Leczenie konwencjonalne, ze względu na potrzebę długotrwałego unieruchomienia pacjenta, poza dyskomfortem, grozi również poważnymi konsekwencjami związanymi z usztywnieniem stawów ramiennego i barkowego oraz towarzyszącym im bólem [8].

Urazy bardziej skomplikowane (wieloodłamowe, otwarte), którym towarzyszą uszkodzenia sąsiednich tkanek wymagają leczenia operacyjnego [7, 9, 10]. Stabilizację takich złamań prowadzi się w zależności od parametrów urazu, ogólnego stanu pacjenta, możliwości technicznych z wykorzystaniem wewnętrznych stabilizatorów. Zalicza się do nich stabilizatory płytkowe oraz gwoździe śródszpikowe. O wyższości gwoździ nad płytkami kostnymi stanowi fakt, iż są one ukryte we wnętrzu kości, przez co w znacznie mniejszym stopniu drażnione są okoliczne tkanki miękkie. Przeciw stosowaniu gwoździ natomiast

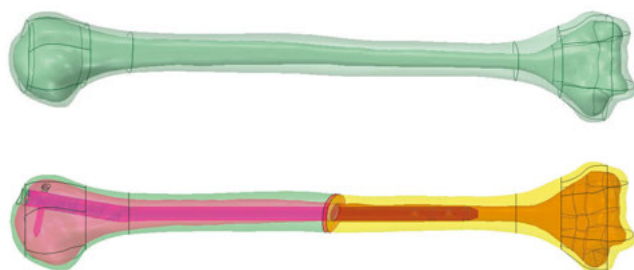
przemawia większa trudność w ich implantowaniu, co wymaga udziału bardziej doświadczonego personelu, jak również stałego obrazowania podczas zabiegu. Przeciwwskazaniem dla implantacji gwoźdźcia śródszpikowego jest również ryzyko infekcji w pobliżu miejsca wprowadzenia implantu [8, 11].

Stabilizacja złamania trzonu kości ramiennej za pomocą gwoźdźcia śródszpikowego może być przeprowadzona na dwa podstawowe sposoby - poprzez wprowadzenie proksymalne (antegrade) polegające na umieszczeniu implantu od strony stawu barkowego oraz wprowadzenie dystalne (retrograde) realizowane od strony stawu łokciowego.

W ramach przeprowadzonej analizy porównano numerycznie 4 sposoby ryglowania gwoźdźcia śródszpikowego osadzonego w kości przez wprowadzenie proksymalne.

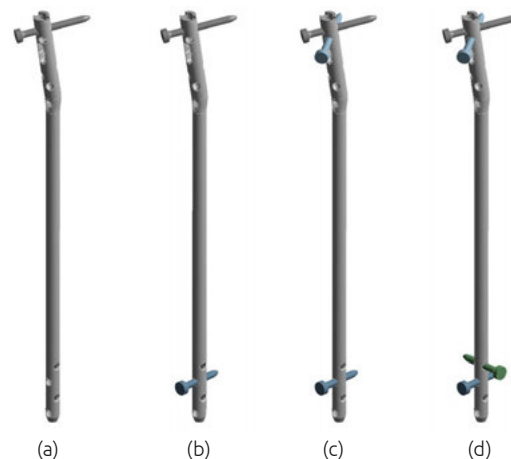
Materiał i metoda

W ramach prezentowanego zagadnienia opracowany został model kości ramiennej oraz gwoźdźcia śródszpikowego. Model kości opracowano na podstawie modelu powierzchniowego kości ramiennej pozyskanego z bazy BodyParts3D/Anatomography [12]. W modelu tym wygenerowano następnie szczelinę złamania wypełnioną materiałem o parametrach zbliżonych do kostniny. W modelu wyróżniono już na poziomie tworzenia geometrii podział na tkankę kostną zbitą i gąbczastą (Rys. 1). Model implantu opracowano na podstawie pomiarów kaniulowanego gwoźdźcia śródszpikowego ramiennego CHARFIX2 firmy ChM® o średnicy równej 8 mm i długości wynoszącej 260 mm. Jako element blokujący gwóźdź w objętości kości użyto śruby kostnej o średnicy 4 mm zgodnie z wytycznymi producenta [13]. Na rysunku 2 przedstawiono 4 sposoby ryglowania implantu, wygenerowane na potrzeby pracy: ryglowanie jedynie za pomocą śruby wkręcanej w otwór proksymalny (a), ryglowanie jedną śrubą po stronie dystalnej oraz jedną po stronie proksymalnej (b), ryglowanie za pomocą dwóch śrub po stronie proksymalnej i jednej po stronie



Rys. 1 Model kości ramiennej, widoczny rozdział na tkankę kostną korową i gąbczastą (u góry) oraz podział na odłamy, widoczny także zarys otworu na implant (na dole)

Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 2 Warianty ryglowania gwoźdźcia śródszpikowego zamodelowane do celów doświadczenia numerycznego (opis w tekście)

Źródło: Opracowanie własne.



dystalnej (c) oraz ryglowanie za pomocą dwóch śrub po stronie proksymalnej i dwóch po stronie dystalnej (d).

Parametry materiałowe przyjęte dla materiału kostnego podczas analizy podano w tabeli 1.

Materiał implantu zgodnie ze wskazaniem producenta zdefiniowano jako stop implantu Ti-6Al-4V o następujących

Tabela 1 Właściwości materiałowe tkanki kostnej

	kość korowa	kość gąbczasta
E_{xx} [GPa]	11,3	0,608
E_{yy} [GPa]	12,5	0,608
E_{zz} [GPa]	20,5	0,771
G_{xy} [GPa]	3,9	0,260
G_{yz} [GPa]	4,8	0,269
G_{zx} [GPa]	5,7	0,269
ν_{xy} [-]	0,433	0,170
ν_{yz} [-]	0,236	0,149
ν_{zx} [-]	0,229	0,149

Źródło: [14].

parametrach: $E = 113,8$ GPa, $\nu = 0,342$ [15]. Dla szczeliny kostnej przyjęto ogólnie parametry materiałowe znacząco odbiegające od właściwości tkanki kostnej: $E = 5$ MPa, $\nu = 0,342$.

Obciążenie i zamocowanie modelu zrealizowano zgodnie z danymi literaturowymi [16, 17]. Siła obciążająca, o wartości 156 N, została odchylna od osi długiej kości o kąt wynoszący 10° w kierunku od stawu ramiennego, a węzłem powierzchniowym na końcu dalszym odebrano wszystkie stopnie swobody, realizując tym samym mocowanie kości.

Wzajemne połączenia materiału implantu i wkrętów z tkanką kostną oraz połączenia wzajemne implantu zdefiniowane zostały w modelu jako pary trące ze współczynnikami tarcia o wartościach odpowiednio 0,36 i 0,38 [18].

Rezultaty

W toku analizy zebrane zostały naprężenia zredukowane oraz maksymalne przemieszczenia całkowite w szczelinie złamania wskazujące na ruch międzyodłamowy. Dane zebrano sumarycznie na wykresach (Rys. 3-4).



Rys. 3 Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych odnotowane dla poszczególnych wariantów

Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 4 Maksymalne przemieszczenie odnotowane w szczelinie kostnej dla poszczególnych wariantów

Źródło: Opracowanie własne.

Przemieszczenia między odłamami odnotowane dla wariantu 1 przekroczyły wartość 500 μm , podczas gdy dla pozostałych wariantów ruch międzyodłamowy mieścił się w zakresie 325-355 μm .

Wartości naprężeń, jakie odnotowano zarówno dla tkanki kostnej, jak i dla materiału implantu, wskazują, że dla żadnego wariantu mocowania implantu nie przekroczone doraźnych wartości na wytrzymałość materiałów. Koncentratorami naprężeń, zgodnie z przewidywaniami, były otwory w implancie oraz te obszary wkrętów kostnych, na których wspierał się krawędziami otworu implant. Z kolei w przypadku tkanki kostnej maksymalne

reklama

CENTRUM OCHRONY RADIOLOGICZNEJ
Laboratorium Kontroli RTG

tel. 32/739 03 23, fax 32/739 03 15, tel. kom. +48/501 921 499
e-mail: biuro@ochrona-radiologiczna.pl

www.ochrona-radiologiczna.pl



wartości naprężeń obserwowano na krawędziach otworów pod wkrety kostne, przy czym wartości te mieściły się dla wszystkich wariantów w zakresie wartości od 5 do 33 MPa.

Dyskusja

Uzyskane w toku obliczeń rezultaty nie wskazały, aby któryś z analizowanych wariantów stabilizacji należałoby uznać za niesprzyjający uzyskaniu zrostu kostnego. Wariant 1 charakteryzował się dwukrotnie większymi wartościami ruchu międzyodłamowego względem pozostałych przypadków stabilizacji. Rezultat ten, jak również pozostałe, należy zgodnie z doniesieniami literaturowymi uznać za prawidłowe. Według doniesień literaturowych wartości ruchu międzyodłamowego w zakresie od 150 μ m do nawet 1 mm umożliwiają uzyskanie stabilnego zrostu kostnego [19-21].

Naprężenia, jakie obserwowano dla każdego wariantu stabilizacji, są pochodną stanu obciążenia i dopóki pacjent prowadzi tryb życia zgodny z zaleceniami, tj. oszczędzający kończynę i wykluczający pewne ruchy (np. ruchy rotacyjne), nie powinno się obserwować opóźnienia zrostu kostnego lub jego zahamowania. W prezentowanym modelu nie obserwowano tym samym naprężeń o wartościach, które doprowadziłyby do destabilizacji złamania lub zniszczenia struktury kostnej, jak i samego implantu [15, 22].

Należy wskazać, że przedstawioną wstępną analizę charakteryzowały pewne uproszczenia związane z przygotowaniem modelu oraz warunków brzegowych tak w zakresie geometrii modelu, jak i właściwości materiałowych. Mimo zastosowanych uproszczeń, uzyskane wyniki mieszczą się, zgodnie z naszą wiedzą, w zakresie, który zgodnie z obserwacjami klinicznymi należy uznać za poprawny. β

Literatura

1. P.M. Rommens: *Humeral Shaft Fractures*, [w:] H.-J. Oestern (Red.): *Bone and joint injuries*, Berlin, Heidelberg, Springer, 2014, 63-73.
2. N.K. Pansey, G.M. Sharma, L.G. Naik, K.S. Badgire, F. Qureshi, V. Jain: *Intramedullary nailing versus plating in shaft humerus fractures: a prospective randomized study*, *Int. J. Res. Orthop.*, 3(3), 2017, 578.
3. K.C. Mahabier, L.M.M. Vogels, B.J. Punt, G.R. Roukema, P. Patka, E.M.M. Van Lieshout: *Humeral shaft fractures: Retrospective results of non-operative and operative treatment of 186 patients*, *Injury*, 44(4), 2013, 427-430.
4. K.S. Kant, A.K. Manav, R. Kumar, Abhinav, A. Sharma, V.K. Sinha: *Ender nail fixation of humeral diaphyseal fracture: Indications and outcome – A series of 46 cases*, *J. Arthrosc. Jt. Surg.*, 4(3), 2017, 137-140.
5. A.R. Spiguel, R.J. Steffner: *Humeral shaft fractures*, *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, 5(3), 2012, 177-183.
6. M. Nowik, B. Ciesielczyk: *Wady i zalety zespolenia śródszpikowego w leczeniu złamań trzonu kości ramiennej*, *Now. Lek.*, 76(6), 2007, 451-454.
7. M.C. Makhni, E.C. Makhni, E.F. Swart, C.S. Day (Red.): *Humeral Shaft Fracture*, [w:] *Orthopedic Emergencies*, Springer, 2017.
8. D.D.V. Raj, D.A.A. Xavier: *Functional and radiological outcome of intramedullary interlocking nail in the treatment of fracture shaft of humerus*, *Int. J. Orthop. Sci.*, 4(1), 2018, 750-752.
9. M.R. Broadbent, E. Will, M.M. McQueen: *Prediction of outcome after humeral diaphyseal fracture, injury*, 41(6), 2010, 572-577.
10. E. Westrick, B. Hamilton, P. Toogood, B. Henley, R. Firoozabadi: *Humeral shaft fractures: results of operative and non-operative treatment*, *Int. Orthop.*, 41(2), 2017, 385-395.
11. J.A. Key: *Indications and contraindications for medullary nailing of fractures*, *J. Am. Med. Assoc.*, 158(12), 1955, 1001-1003.
12. *BodyParts3D/Anatomography*, <http://lifesciencedb.jp/bp3d/>.
13. *Katalog implantów – gwoździe śródszpikowe*, https://chm.eu/uploads/k_04_intramedullary-nails.pdf.
14. B. Kozub, Ł. Matuszyk, S. Łagan: *Analiza wytrzymałościowa mes stabilizacji kości piszczeli metodą ZESPOL z uwzględnieniem własności ortotropowych kości*, *Aktual. Probl. Biomech.*, 5, 2011.
15. *Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed*, ASM Aerospace Specification Metals, Inc., <http://asm.matweb.com/search/SpecficMaterial.asp?bassnum=MTP641>.
16. P. Clavert, M. Zerah, J. Krier, P. Mille, J.F. Kempf, J.L. Kahn: *Finite element analysis of the strain distribution in the humeral head tubercles during abduction: comparison of young and osteoporotic bone*, *Surg. Radiol. Anat.*, 28(6), 2006, 581-587.
17. G. Dahan, N. Trabelsi, O. Safran, Z. Yosibash: *Verified and validated finite element analyses of humeri*, *J. Biomech.*, 49(7), 2016, 1094-1102.
18. S. Eberle, P. Augat: *Preventing Contact Convergence Problems in Bone-Implant Contact Models*, ANSYS Conference & 25th CAD-FEM Users' Meeting, 2007.
19. A.E. Goodship, J. Kenwright: *The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures*, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 67(4), 1985, 650-655.
20. L. Claes, H.-J. Wilke, P. Augat, S. Rübenacker, K. Margevicius: *Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation*, *Clin. Biomech.*, 10(5), 1995, 227-234.
21. S. Wolf i in.: *The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation*, *Clin. Biomech. Bristol Avon*, 13(4-5), 1998, 359-364.
22. D. Carter, W. Hayes: *Bone compressive strength: the influence of density and strain rate*, *Science*, 194(4270), 1976, 1174-1176.

reklama

SZKOLENIA SPECJALISTYCZNE IOR, ORP, OA



Inspektor Ochrony Radiologicznej
w pracowniach stosujących aparaty rentgenowskie
w celach medycznych, szkolenia typu: R, S

Ochrona Radiologiczna Pacjenta
LR, LMN, LRZ, LIX, LST, FT, PMN, LRT

Operator Akceleratora
typu A-A i S-A

Copyright © LADIS

INSTYTUT FIZYKI JĄDROWEJ
im. H. Niewodniczańskiego PAN

ul. Radzikowskiego 152 tel.: 12 662 84 57
31-342 Kraków 12 662 83 32
e-mail: szkolenia@ifj.edu.pl fax: 12 662 81 58

