



Analiza numeryczna stabilności zespolenia złamania kłykcia kości piszczelowej

Katarzyna Dzięrgowska¹, Konrad Kudzacik², Jakub J. Słowiński³

¹Zakład Zaawansowanych Technologii Materiałowych, Wydział Chemiczny, Politechnika Wrocławska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-370 Wrocław, tel. +48 609 072 917, e-mail: katarzyna.dziergowska@pwr.edu.pl

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

³Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-370 Wrocław

Wprowadzenie

Złamanie kłykcia kości piszczelowej jest poważnym urazem, który w obrębie złamań wszystkich kości długich stanowi 1% tego typu uszkodzeń [1], natomiast w obrębie samej kości piszczelowej już 9,2% przypadków [2]. Złamanie takie powstaje w efekcie superpozycji obciążeń działających pionowo wzdłuż osi kości w połączeniu z siłami działającymi ukośnie [3]. Tego rodzaju stan obciążeń jest możliwy do osiągnięcia podczas uprawiania sportu, ale też w efekcie wypadków komunikacyjnych. Liczba urazów i ich lokalizacja są pochodną wzrostu dynamiki życia, wydłużania się średniego wieku oraz aktywnego, nawet pośród seniorów, stylu życia [4]. Złamanie kłykcia zorientowane jest najczęściej po stronie bocznej kości. Znacznie rzadziej, zaledwie w 10-20% przypadków złamanie to przebiega po stronie przyśrodkowej, ale jego konsekwencje są poważniejsze [5]. Kłykieć przyśrodkowy pośredniczy w przeniesieniu 60% ciężaru ciała podczas normalnej aktywności, materiał kostny w jego obszarze charakteryzuje większa gęstość, jak również większy jest sam obszar tej części nasady bliższej kości względem strony bocznej [5]. Kłykieć boczny ze względu na jego umiejscowienie, tj. większą ekspozycję na zewnątrz ciała, znacznie łatwiej ulega uszkodzeniu. Z tego powodu złamanie tego typu mogą częściej pochodzić od urazów o niskiej energii i w efekcie nie charakteryzują się dużą liczbą odcłamów. Niezależnie od potożenia, opisane złamanie bezpośrednio rzutuje na stabilność i ruchomość w stawie kolanowym, a dalej na mobilność pacjenta, w związku z czym jest kluczowe, aby jego stabilizacja mogła zapewnić prawidłowy wzrost kostny i powrót do zdrowia [6]. W realizacji tego celu, szczególnie po stronie bocznej kości, najczęściej stosuje się śruby gąbczaste. Implant tego rodzaju stosowany jest powszechnie w wariantach o średnicy 6,5 mm o określonym skoku gwintu. Literatura

fachowa porusza tematykę wpływu zastosowania dodatkowej śruby i sposobu jej umieszczenia względem pozostałych śrub [2], [4], [7] oraz dodatkowego użycia płytki [2], [5]-[8] na stabilność zespolenia odcłamów kostnych. Brakuje natomiast źródeł, w których analizie poddano by wpływ wymiarów geometrycznych gwintu śruby na parametry istotne dla procesów wzrostu kostnego. Postawiony cel obejmował oszacowanie stabilności izolowanego złamania kłykcia bocznej kości piszczelowej AO 4.1.B.1.1 zespolonego za pomocą dwóch śrub gąbczastych jako jednej z zalecanych technik operacyjnych.

Materiał i metoda

W ramach przeprowadzonej, z wykorzystaniem metody elementów skończonych, analizy numerycznej, opracowano 9 wariantów stabilizacyjnych złamania kłykcia bocznej kości piszczelowej z wykorzystaniem dwóch śrub gąbczastych. Modele geometryczne kości wraz z implantem opracowano w środowisku SpaceClaim. W objętości kości, w odległości 13 mm od zewnętrznego brzegu powierzchni stawowej bocznej, wygenerowane zostało złamanie obejmujące cały kłykieć. Szczelinie złamania nadano grubość równą 2 mm. Bazowy model śruby gąbczastej został odtworzony w oparciu o dane z katalogu firmy BHH „Mikromed” (Rys. 1). Pozostałe modele zostały stworzone poprzez zmianę średnicy z 6,5 mm na 5,0 mm i 7,5 mm oraz zmianę skoku gwintu z 2,45 mm na 1,5 raza mniejszy (1,63 mm) i 1,5 raza większy (3,68 mm). Dodatkowy element stanowiły podkładki stosowane pod łby śrub, których obecność zapobiega zniszczeniu powierzchni kości wokół otworu. W dalszym opracowaniu warianty śruby wykorzystanej do stabilizacji opisane są numerami 1-9, zgodnie z rosnącą średnicą i skokiem gwintu według priorytetu średnicy (Tabela 1).

**Tabela 1** Lista opracowanych wariantów śruby gąbczastej

Wariant stabilizacji	Średnica gwintu [mm]	Skok gwintu [mm]
v1	5	1,63
v2	5	2,48
v3	5	3,68
v4	6,5	1,63
v5	6,5	2,48
v6	6,5	3,68
v7	7,5	1,63
v8	7,5	2,48
v9	7,5	3,68

Źródło: Materiał własny.

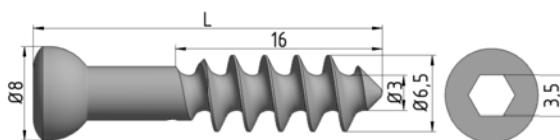
Modele śrub zostały następnie osadzone w modelu kości piszczelowej w odległości 7 mm poniżej powierzchni stawowych oraz 20 mm od siebie. Śruba po stronie przedniej umiejscowiona jest o 2,5 mm wyżej niż druga śruba ze względu na różną wysokość powierzchni stawowych w miejscach zamocowania (Rys. 2). Opracowane modele poddane zostały dyskretyzacji w środowisku programu Ansys Workbench 19.2. Podział modelu kości przeprowadzono z wykorzystaniem elementów sześciennych wyższego rzędu w taki sposób, aby w jej objętości możliwe było wydzielenie warstw elementów, którym nadano następnie właściwości materiałowe tkanki kostnej zbitiej. Wkręty, ze względu na skomplikowanie kształtu, podzielone zostały za pomocą elementów czworosiennych. Rozmiar elementów skończonych przyjęty dla kości i ościem wyniósł 1,2 mm, dla śrub gąbczastych i podkładek 1,0 mm, a dla kostniny 0,4 mm. W obszarze kontaktu, w którym kość styka się z implantami, siatka na powierzchni została zagęszczona do rozmiaru 0,4 mm (Rys. 3a). Bazując na dokumentacji klinicznej, odtworzony został podział na tkankę kostną zbitą i gąbczastą (Rys. 3b). Zastosowane wartości modułu Younga i współczynnika Poissona dla poszczególnych materiałów przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2 Parametry materiałowe modelu

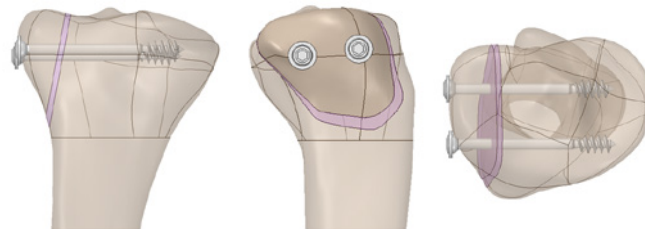
Materiał	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [-]
Kość korowa [10]	18 600	0,3
Kość gąbczasta [10]	480	0,42
Szczelina [10]	5	0,3
Ti6Al4V [11]	105 000	0,35

Źródło: Na podstawie [10] i [11].

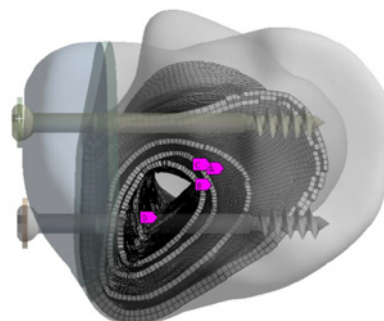
Przy definiowaniu warunków brzegowych przyjęto, że zamocowanie modelu znajdzie się w dalszej części kości piszczelowej. Obciążenie natomiast zostało przyłożone do powierzchni stawowych, odpowiednio 60% siły do kłykcia przyśrodkowego i 40% do kłykcia bocznego – zgodnie z warunkami anatomicznymi obciążania kości piszczelowej [5], [12]. Obciążenie wyznaczono dla pacjenta o masie wynoszącej 60 kg. Uwzględniono, że podczas równomiernego stania na obu stopach, kolana obciążone są symetrycznie częścią masy powyżej kolan (85% całkowitej masy) [13]. Wzrost obciążeń podczas chodzenia nie

**Rys. 1.** Śruba gąbczasta, L = 65 mm

Źródło: [9].

**Rys. 2.** Model geometryczny zespolenia złamania 4.1.B.1.1 za pomocą 2 śrub gąbczastych o średnicy 6,5 mm i skoku gwintu 2,45 mm

Źródło: Materiał własny.

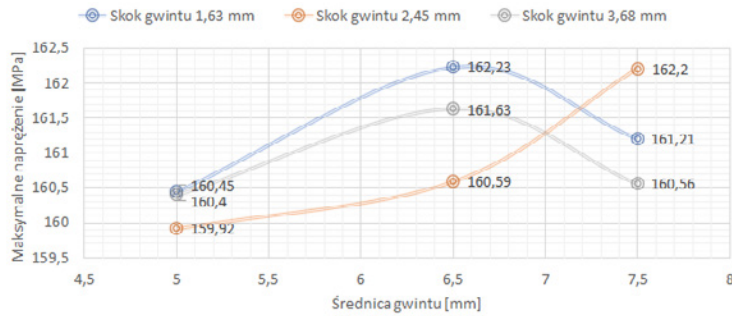
**Rys. 3.** Dyskretyzacja modelu: a) widoczne zróżnicowanie typu i rozmiaru elementu, b) widoczna wyróżniona na poziomie elementów tkanka kostna zbita

Źródło: Materiał własny.

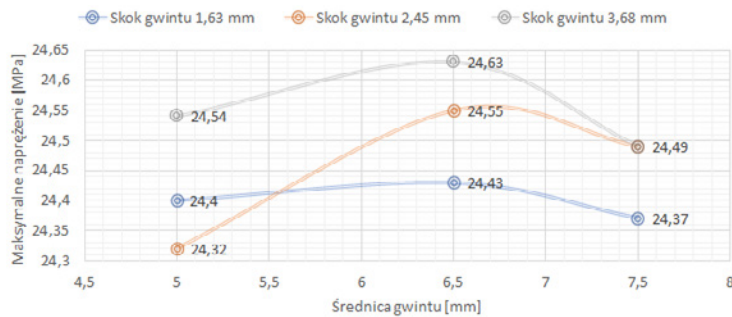
został uwzględniony, gdyż założono, że pacjent w początkowym okresie leczenia (w którym nie nastąpił jeszcze zrost ościem kostnych), podczas chodzenia wspiera się przy użyciu kul ortopedycznych. Z tego powodu nie występuje dynamiczne, charakterystyczne dla chodu, pełne obciążenie.

Wyniki

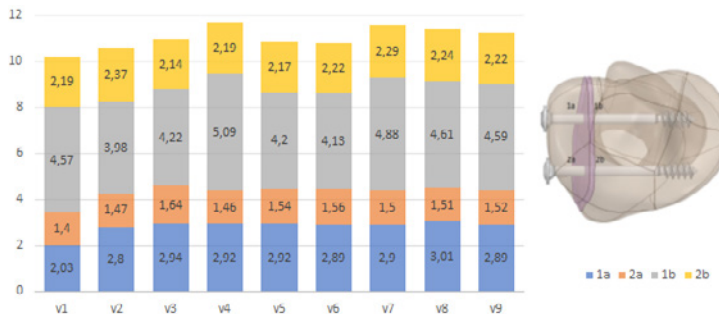
W prezentowanym modelu dla zadanych warunków obciążeniowych obserwowano rozkład naprężeń zredukowanych według



Rys. 4 Wykres wartości naprężeń zredukowanych odnotowanych w podkładce implantu
Źródło: Materiał własny.



Rys. 5 Wykres wartości naprężeń zredukowanych odnotowanych w śrubach gąbczastych
Źródło: Materiał własny.



Rys. 6 Wartości naprężeń zredukowanych [MPa] w materiale kości wokół otworów na śruby kostne
Źródło: Materiał własny.

teorii Hubera-Misesa. Największe ich wartości w każdym z analizowanych wariantów zostały odnotowane na podkładkach. Uzyskane rezultaty mieściły się w zakresie 159-163 MPa (Rys. 4). Na jego podstawie można zauważyć, iż najmniejsze naprężenia wystąpiły w przypadku zastosowania gwintu o średnicy 5,0 mm. Dla gwintów o średnicy 6,5 mm oraz 7,5 mm wartości naprężeń były bardziej zbliżone.

Maksymalne naprężenia na samych śrubach gąbczastych były znacznie niższe niż na podkładkach i mieściły się w zakresie 24-25 MPa (Rys. 5). Dla każdego wariantu stabilizacji maksimum odnotowane w śrubach przypadło w obszarze szczeliny złamania.

Naprężenia obserwowane w materiale kości miały swoje maksimum w rejonach otworów po obu stronach szczeliny złamania i zostały zebrane na rysunku 6.

Analizę numeryczną dla tego samego typu złamania wykonał Carrera [8]. Przyjął on masę pacjenta wynoszącą 80 kg, a w modelu uwzględnił również obecność kości udowej, do której została przyłożona siła. Podobny przypadek analizował Huang [2]. W przeprowadzonej przez niego analizie sprawdzana była stabilność zespolenia złamania kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej za pomocą trzech śrub gąbczastych bez podkładek. Założył on także obciążenie, jakie występuje u pacjenta stojącego na jednej nodze (przyłożona siła osiowa wynosiła 2500 N).


Na podstawie przeprowadzonych symulacji można zauważyć, że największe naprężenia zredukowane Hubera-Misesa powstały na podkładce pod śrubę bliższą i wynoszą one 162,23 MPa. Z kolei największa wartość otrzymana na samym implancie to 24,64 MPa. Uzyskane wyniki dla każdego wariantu nie przekraczały doraźnej wytrzymałości na ściskanie dla zastosowanego stopu tytanu. Dla porównania Huang otrzymał największe naprężenia w środkowej części najbardziej dystalnej śruby (225,12 MPa), a Carrera w miejscu kontaktu śrub z kością korową (32 MPa). Naprężenia w śrubach miały swoje maksimum w obszarze szczeliny złamania, co jest typową odpowiedzią układu na zadane obciążenie.

W materiale kości koncentracje naprężeń odnotowane zostały wokół otworów pod śruby. Największe otrzymane w tym miejscu naprężenie wyniosło 5,02 MPa, co jest zbliżone z wartościami odnotowanymi przez Huan-

ga – 5,82 MPa. W symulacji Carrery koncentracje naprężeń w kości występowały w miejscu styku kości korowej z początkiem gwintu śruby gąbczastej. W żadnym z analizowanych wariantów uzyskane wartości nie przekroczyły doraźnej wytrzymałości kości na ściskanie (195 MPa [14]), co pozwala sądzić, że każdy z wariantów stabilizacji jest bezpieczny.

Na podstawie analizowanych wyników można stwierdzić, że najbardziej korzystny był wariant śrub gąbczastych o średnicy 5,0 mm i skoku gwintu 2,45 mm. Jako parametr decydujący przyjęte zostały naprężenia w materiale samego implantu i kości w miejscach najbardziej narażonych na zniszczenie. Należy jednak pamiętać, że stabilność uzyskanego połączenia została sprawdzona jedynie dla statycznych obciążeń u pacjenta o relatywnie niewielkiej masie ciała.



Prezentowane rezultaty zostały uzyskane przy założeniu pewnych uproszczeń, które należy brać pod uwagę przy ich analizie. W opracowanym modelu nie uwzględniono wpływu sąsiadujących tkanek i ich udziału w przenoszeniu obciążeń. Celem uproszczenia analizy założono liniowość tak w zakresie materiałów, jak i geometrii i jej zmian. Połączenia między częściami modelu zrealizowano poprzez liniowy kontakt związany. Uzyskane rezultaty pozwoliły wykazać, że zmiana wartości skoku gwintu śruby oraz jej średnica ma pewien wpływ na uzyskiwane przemieszczenia i naprężenia w modelu. Dla przyjętych warunków brzegowych zmiany analizowanych wielkości obserwowane między wariantami nie są znaczne. Należy jednak pamiętać, że analizę przeprowadzono dla izolowanego przypadku obciążenia, dla wartości sił, które uwzględniają początkowy etap leczenia. Mając na uwadze powyższe, można prognozować, że wszelkie zmiany dotyczące warunków analizy wzmocnią efekty, które w pierwotnej analizie nie zostały uwzględnione. 

Podziękowanie

Obliczenia wykonano z wykorzystaniem zasobów Wrocławskiego Centrum Sieciowo-Superkomputerowego (<http://www.wcss.pl>), grant obliczeniowy Nr 397.

Literatura

1. R. Elsäe: *Tibial Plateau Fractures: Incidence, radiological, functional, and patient-reported outcomes*, Aalborg Universitetsforlag 2016.
2. X. Huang, Z. Zhi, B. Yu, F. Chen: *Stress and stability of plate-screw fixation and screw fixation in the treatment of Schatzker type IV medial tibial plateau fracture: a comparative finite element study*, J. Orthop. Surg., 10(1), 2015, 182.
3. N. Manidakis, A. Dosani, R. Dimitriou, D. Stengel, S. Matthews, P. Giannoudis: *Tibial plateau fractures: functional outcome and incidence of osteoarthritis in 125 cases*, Int. Orthop., 34(4), 2010, 565-570.
4. A. Weimann, T. Heinkele, M. Herbolt, B. Schliemann, W. Petersen, M.J. Raschke: *Minimally invasive reconstruction of lateral tibial plateau fractures using the jail technique: a biomechanical study*, BMC Musculoskelet. Disord., 14(1), 2013, 120.
5. M. Parkkinen, J. Lindahl, T.J. Mäkinen, S.K. Koskinen, A. Mustonen, R. Madanat: *Predictors of osteoarthritis following operative treatment of medial tibial plateau fractures*, Injury, 49(2), 2018, 370-375.
6. H. Sun, Y. Zhu, Q.-F. He, L.-Y. Shu, W. Zhang, Y.-M. Chai: *Reinforcement strategy for lateral rafting plate fixation in posterolateral column fractures of the tibial plateau: The magic screw technique*, Injury, 48(12), 2017, 2814-2826.
7. H. Cift, O. Cetik, B. Kalaycioglu, M.H. Dirikoglu, K. Ozkan, F. Eksioglu: *Biomechanical comparison of plate-screw and screw fixation in medial tibial plateau fractures (Schatzker 4). A model study*, Orthop. Traumatol. Surg. Res., 96(3), 2010, 263-267.
8. I. Carrera, P.E. Gelber, G. Chary, M.A. González-Ballester, J.C. Monllau, J. Noailly: *Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration*, Int. Orthop., 40(10), 2016, 2163-2169.
9. BHH Mikromed: *Wkręty*. [Online]. Dostępne na: http://www.mikromed.pl/wp-content/uploads/2018/06/MIKROMED_1_01.pdf. [Udostępniono: 08-grudz-2018].
10. G. Pakuła, J.J. Stowiński, K. Ścigała: *Biomechanics of distal femoral fracture fixed with an angular stable LISS plate*, Acta Bioeng. Biomech., 15(4), 2013, 57-65.
11. AZO Materials: *Titanium Alloys – Ti6Al4V Grade 5*. [Online]. Dostępne na: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1547>. [Udostępniono: 08-grudz-2018].
12. J.A. Alierta, M.A. Pérez, B. Seral, J.M. García-Aznar: *Biomechanical assessment and clinical analysis of different intramedullary nailing systems for oblique fractures*, Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., 19(12), 2016, 1266-1277.
13. R. Będziński: *Biomechanika inżynierska – Zagadnienia wybrane*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej.
14. I.P. Herman: *Physics of the human body*, Berlin; New York: Springer 2007.