

Analiza wpływu stabilizacji złamania kości piszczelowej za pomocą gwoździa śródszpikowego na zrost kostny. Część 2

Jakub J. Słowiński¹, Konrad Kudłacik²

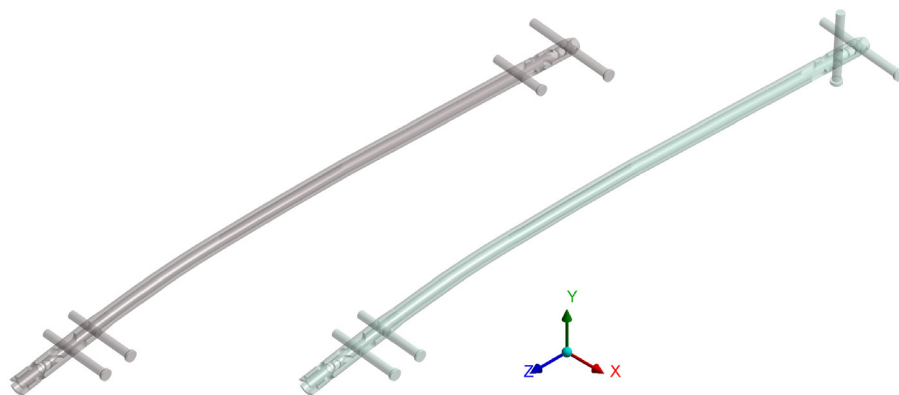
¹Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-372 Wrocław, tel. +48 320 47 83, e-mail: jakub.slowinski@pwr.edu.pl

²Oddział Ortopedyczno-Urazowy Specjalistycznego Szpitala im. dra A. Sokotowskiego, ul. Sokotowskiego 4, 58-309 Wałbrzych, tel. +48 604 178 908, e-mail: konrad.kudlacik@zdrowie.walbrzych.pl

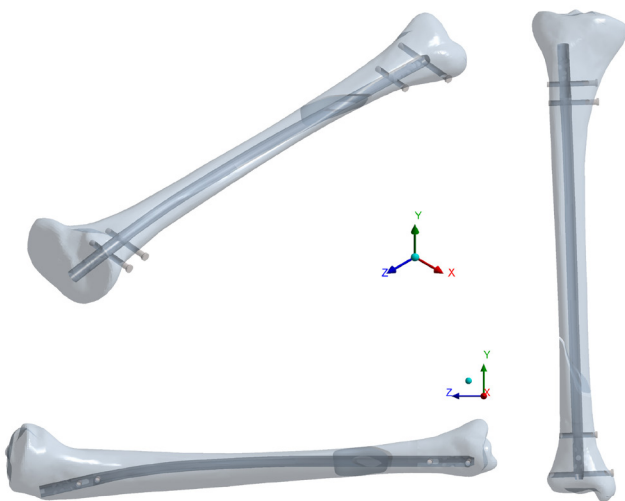
Model numeryczny

Ze względu na niepowodzenie prowadzonego leczenia podjęto decyzję o przeprowadzeniu wstępnej analizy numerycznej prezentowanego przypadku klinicznego z wykorzystaniem metody elementów skończonych. W tym celu opracowano modele numeryczne kości, złamania oraz implantu. Analizie poddano dwa przypadki możliwej stabilizacji – jednopłaszczyznową oraz dwupłaszczyznową. Pierwsze rozwiązanie wykorzystuje otwory implantu w płaszczyźnie czołowej, tak w dalszym, jak i bliższym końcu. W wariantcie drugim (wykorzystanym w opisywanym przypadku klinicznym), w części bliższej powtórzono mocowanie z przypadku pierwszego, tj. jednopłaszczyznowe, w części dalszej natomiast wykorzystano jeden otwór w płaszczyźnie czołowej, drugi zaś w płaszczyźnie strzałkowej. Celem prowadzonych prac było wykazanie, czy i jak sposób stabilizacji gwoździa w objętości kości, szczególnie w części dalszej, rzutuje na uzyskanie zrostu kostnego.

Model geometryczny kości opracowano na bazie ustandaryzowanej geometrii ludzkiej kości piszczelowej [1]. W kolejnym kroku wygenerowano szczelinę złamania odpowiadającą umiejscowieniem i długością szczeliny złamania analizowanemu przypadkowi. Szerokość szczeliny złamania w modelu określono, zgodnie z literaturą, na równą 2 mm [2-3]. Model implantu (Rys. 1) opracowano na podstawie danych pozyskanych na drodze przestrzennego skanowania powierzchni, które przeprowadzono w Katedrze Technologii Laserowych, Automatyzacji i Organizacji Produkcji na Wydziale Mechanicznym Politechniki Wrocławskiej. Uzyskany tą drogą model powierzchniowy został przetransformowany w parametryczny model objętościowy za pomocą oprogramowania Ansys SpaceClaim. W modelu tym wyeliminowano obecność gwintów (w otworach gwoździa i na wkrętach). Następnie oba modele zostały zestawione ze sobą w celu odtworzenia układu kość – implant (Rys. 2), który w dalszej kolejności poddano dyskretyzacji.



Rys. 1 Modele geometryczne gwoździa piszczelowego – jedno- i dwupłaszczyznowy
Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 2 Model geometryczny kości piszczelowej z osadzonym gwoździem śródszpikowym (wariant jedno-płaszczyznowy)

Źródło: Opracowanie własne.

Po nałożeniu siatki elementów skończonych sześciennych wyższego rzędu o zróżnicowanych rozmiarach (Tabela 1) i składowym modelu nadane zostały właściwości materiałowe (Tabela 2).

Tabela 1 Rozmiary elementów zastosowanych w modelu dyskretnym

| Część modelu | Rozmiar elementu [mm] |
|--------------------|-----------------------|
| kość | 1,5 |
| szczelina złamania | 0,25 |
| implant | 0,6 |
| wkręty blokujące | 1,0 |

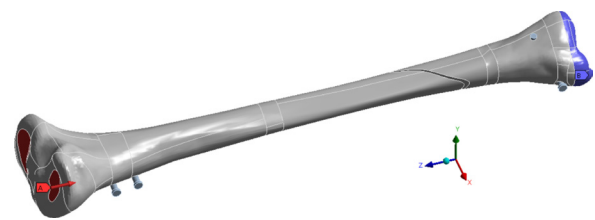
Tabela 2 Właściwości materiałowe modelu

| Właściwości materiałowe | Kość zbita | Kość gąbczasta | Stop tytanu | Kostnina |
|---------------------------|-------------------|----------------|--------------|-------------|
| Moduł Younga [MPa] | $E_x = 18400$ | $E = 450$ | $E = 120000$ | $E = 5$ |
| | $E_y = 7000$ | | | |
| | $E_z = 8500$ | | | |
| Współczynnik Poissona [-] | $\nu_{xy} = 0,12$ | $\nu = 0,42$ | $\nu = 0,34$ | $\nu = 0,4$ |
| | $\nu_{yz} = 0,37$ | | | |
| | $\nu_{xz} = 0,14$ | | | |

W celu dokładniejszego odwzorowania kości, jako materiału niejednorodnego, tkankę kostną zbitą zamodelowano jako materiał anizotropowy. Pozostałe części modelu zostały odtworzone jako ciała o jednorodnych kierunkowo właściwościach. W modelu kości wprowadzono także zróżnicowanie grubości tkanki kostnej zbitą w zależności od położenia.

Podczas modelowania przyjęto także następujące warunki brzegowe (Rys. 3):

- mocowanie stałe w stawie skokowym;
- siła obciążająca: 30% ciężaru ciała pacjenta;
- kontakty pomiędzy elementami składowymi:
 - implant/wkręty statyczne: stałe (typ: MPC – Multi Point Constraints)



Rys. 3 Miejsca zamocowania modelu i przyłożenia obciążenia

Źródło: Opracowanie własne.

- implant/wkręty dynamiczne: tarciove (typ: rozszerzony Lagrange'a), wsp. tarcia: 0,38
- implant/kość: tarciove (typ: rozszerzony Lagrange'a), wsp. tarcia: 0,36
- kość/wkręty mocujące: stałe (typ: MPC – Multi Point Constraints)
- kość/kość: tarciove (typ: rozszerzony Lagrange'a), wsp. tarcia: 0,3

Mocowanie modelu zrealizowano poprzez odebranie stopni swobody węzłom powierzchniowym z obszaru stawu skokowego. Obciążenie wyznaczono w oparciu o praktykę kliniczną, która zakłada, że możliwe obciążenie kończyny stabilizowanej śródszpikowo przy przedstawionym urazie nie powinno przekraczać 30% ciężaru pacjenta wynoszącego w tym przypadku 80 kg. Siłę o wyznaczonej wartości przyłożono do powierzchni stawowych z zachowaniem kierunku zgodnego z osią długą kości. Elementy modelu połączono ze sobą, wykorzystując zróżnicowane połączenia kontaktowe, co także w większym stopniu odpowiada rzeczywistym warunkom niż sztywne połączenie elementów eliminujące wszelkie stopnie swobody.

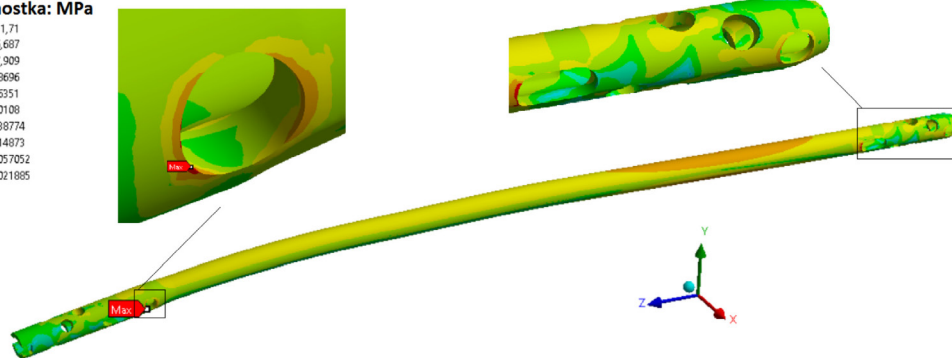
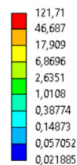
Rezultaty

W efekcie przeprowadzonej analizy numerycznej uzyskano charakterystyki naprężeniowe i przemieszczeniowe dla implantu i stabilizowanej nim kości. Porównanie wyników w obszarze implantu pozwoliło stwierdzić, że zastosowanie obu typów stabilizacji nie ma znaczącego wpływu na rozkład i wartości naprężeń w miejscach kontaktowego połączenia implantu z wkrętami (Rys. 4 i 5).

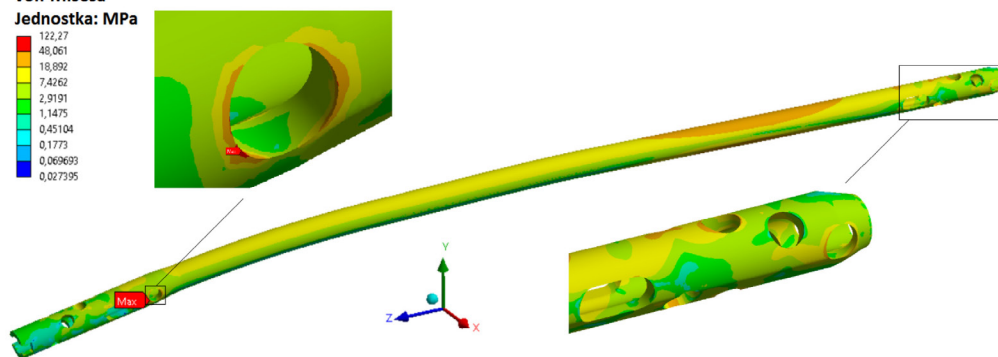
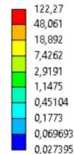
Także rozkład naprężeń i przemieszczeń w objętości kości nie wskazuje na znaczące zróżnicowanie pomiędzy obydwoimi typami stabilizacji dla przyjętych warunków brzegowych (Tabela 3).

Tabela 3 Wartości naprężeń i przemieszczeń węzłowych uzyskanych w obu wariantach stabilizacji złamania kości piszczelowej

| Przypadek | Naprężenia (kość) | Naprężenia (implant + wkręty) | Przemiesz. wzdłuż Y (pow. odtamów kostnych) | Przemiesz. wzdłuż Z (pow. odtamów kostnych) |
|------------------------------|-------------------|-------------------------------|---|---|
| | maks. [MPa] | maks. [MPa] | min./maks. [mm] | min./maks. [mm] |
| stabilizacja 1-płaszczyznowa | 8,75 | 121,71 | 0,049/0,151 | 0,065/0,042 |
| | | | 0,015/0,061 | 0,011/0,009 |
| stabilizacja 2-płaszczyznowa | 5,96 | 122,27 | 0,043/0,156 | 0,068/0,040 |
| | | | 0,017/0,068 | 0,013/0,010 |

**Charakterystyka
naprężeń von-Misesa
Jednostka: MPa**

Rys. 4 Rozkład naprężeń w modelu implantu dla przypadku stabilizacji jednołuszczykowej (zastosowanej u pacjenta)

Źródło: Opracowanie własne.

**Charakterystyka naprężeń
von-Misesa
Jednostka: MPa**

Rys. 5 Rozkład naprężeń w modelu implantu dla przypadku alternatywnej stabilizacji dwułuszczykowej

Źródło: Opracowanie własne.

Dyskusja

Przeprowadzona analiza numeryczna nie odtwarza, ze względu na przyjęte uproszczenia, rzeczywistego stanu panującego w kości oraz w implantach, ale pozwala zauważyć pewne trendy, co może być pomocne na etapie wyboru typu stabilizacji implantu w kości, jeżeli uraz pozwala na takie rozważania. W opracowanym modelu bez względu na wariant stabilizacji nie została przekroczona górna granica przemieszczeń międzyodłamowych, które obecna wiedza definiuje jako korzystne dla procesu odbudowy struktury tkanki kostnej [4]. Z jednej strony oznacza to, że można by zwiększyć obciążenie stabilizowanej kości ponad przyjętą wartość wyznaczoną dla pacjenta. Z drugiej strony daje to także powód do dyskusji nad możliwością zmiany obecnej stabilizacji implantu w odłamie bliższym na rodzaj dynamiczny, realizowany z pomocą jednego tylko wkrętu kostnego. Podejście takie ma znaczenie kliniczne, ponieważ obecnie analizowane zespolenia ze względu na niskie uzyskane wartości ruchów międzyodłamowych wskazują na zbytnią sztywność układu. Przy długotrwałym utrzymywaniu takiego zespolenia i powolnym obciążaniu kończyny może dojść do uszkodzenia śrub dystalnych, co w praktyce klinicznej niejednokrotnie jest obserwowane.

Podziękowania

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

Literatura

1. *BodyParts3D/Anatomography* [online], <http://lifesciencedb.jp/bp3d/> (dostęp: 7 listopada 2017).
2. M. Steiner, L. Claes, A. Ignatius, F. Niemeier, U. Simon, T. Wehner: *Prediction of fracture healing under axial loading, shear loading and bending is possible using distortional and dilatational strains as determining mechanical stimuli*, J. R. Soc. Interface, 10(86), 2013, 20130389.
3. M.J. Gomez-Benito, L. a. Gonzalez-Torres, E. Reina-Romo, J. Grasa, B. Seral, J.M. Garcia-Aznar: *Influence of high-frequency cyclical stimulation on the bone fracture-healing process: mathematical and experimental models*, Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci., 369, 2011, 4278-4294.
4. 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.