

Marek GZIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska w Gliwicach
Aleksander STĘPNIK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej

ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA SYSTEMU STABILIZACJI ZŁAMANEJ KOŚCI PISZCZELOWEJ

Streszczenie. W artykule opisano badania dotyczące przypadku złamanej kości piszczelowej po stabilizacji systemem ZESPOL, który poddano numerycznej analizie wytrzymałościowej. Model sformułowano oraz symulacje numeryczne przeprowadzono w programie ANSYS.

1. WSTĘP

W ostatnich latach obserwujemy znaczny wzrost zainteresowania metodami numerycznymi w zastosowaniu do weryfikacji klinicznego leczenia. Modelowanie i symulacja numeryczna pozwalają na nieinwazyjną analizę zjawisk, zachodzących w organizmach żywych. Postęp, jaki dokonał się w technice komputerowej przyczynił się do powszechnego zastosowania numerycznej weryfikacji wytrzymałościowej w inżynierii biomedycznej, również w implantologii [1].

Różne sytuacje życiowe, a szczególnie wypadki komunikacyjne mogą powodować doraźne przekroczenie wartości wytrzymałościowych kości i ich złamania. Proste złamania kości długich spowodowane działaniem sił prostych można leczyć za pomocą zwykłego gipsowego opatrunku. Jednak najczęściej w wypadkach komunikacyjnych dochodzi do bardzo skomplikowanych złamań z odłamami kostnymi. W przypadku takich złamań opatrunek gipsowy jest niewystarczający, a tam gdzie zachodzi potrzeba precyzyjnego pozycjonowania względem siebie kości i odłamów kostnych założenie gipsu jest nieskuteczne [4].

W przypadkach skomplikowanego złamania kości długich często w leczeniu są stosowane systemy zewnętrznej stabilizacji. W tych przypadkach bardzo istotna jest sztywność konstrukcji przenoszącej obciążenie. Optymalne dobranie przekroju i kształtu elementów nośnych gwarantuje prawidłowy, stymulowany wzrost kostny. W przypadkach złego doboru dochodzi do powstania stawu rzekomego, a często odrzutu w skutek stanu zapalnego [2].

W artykule podjęto próbę zamodelowania złamanej kości piszczelowej po stabilizacji za pomocą systemu ZESPOL. Model sformułowano i analizę numeryczną przeprowadzono w systemie ANSYS.

2. PROCES MODELOWANIA I ANALIZA NUMERYCZNA

2.1 Cel pracy

Celem pracy jest analiza stanu naprężeń i odkształceń układu kości piszczelowej po stabilizacji stabilizatorem *ZESPOL*.

2.2 Założenia w procesie modelowania

W procesie modelowania przyjęto następujące założenia upraszczające:

- W modelu uwzględniono:
 - złamaną kość piszczelową z dokładnie odwzorowaną geometrią,
 - stabilizator ZESPOL
- Materiał założono jako izotropowy o własnościach zestawionych w tabeli 1.

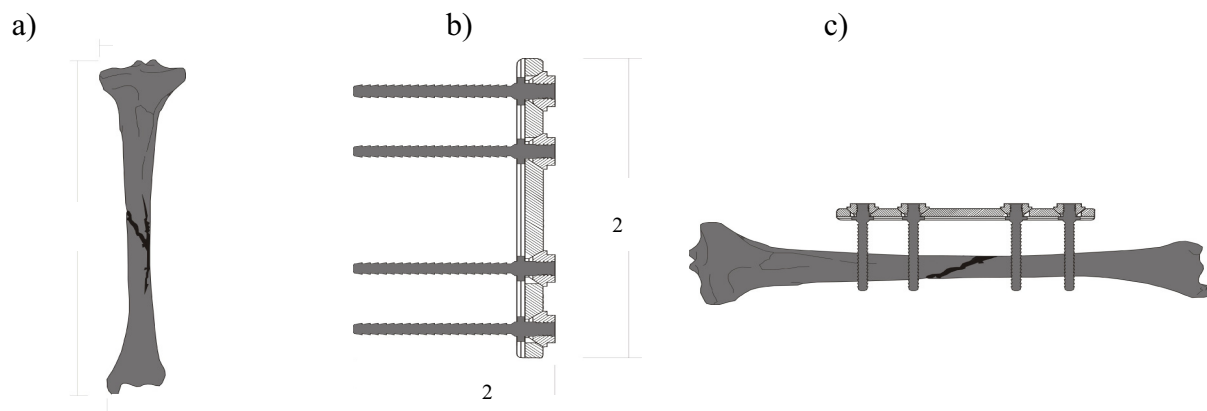
Układ został podparty poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach na dolnej powierzchni kości.

Siły działające na układ przyjęto w oparciu o fizjologiczne obciążenie kości piszczelowej.

Tabela 1. Wartości modułu Young'a i współczynnika Poissona dla kości i płytki [3]

Rodzaj materiału	Moduł Young'a, GPa	Współczynnik Poissona
Kość (korowa)	18	0.3
Płytką (Cr-Ni-Mo)	200	0.3

2.3 Obiekt rzeczywisty



Rys. 1 Obiekt rzeczywisty a) złamana kość piszczelowa, b) stabilizator ZESPOL
c) układ po stabilizacji

2.3 Proces modelowania

Model kości piszczelowej został udostępniony w postaci pliku IGES przez Pacific Research Labs, Vashon Island, WA [5]. Model kości dyskretyzowano na 9141 elementów, a w jej środkowej części została zamodelowana szczelina skośna odpowiadająca złamaniu.

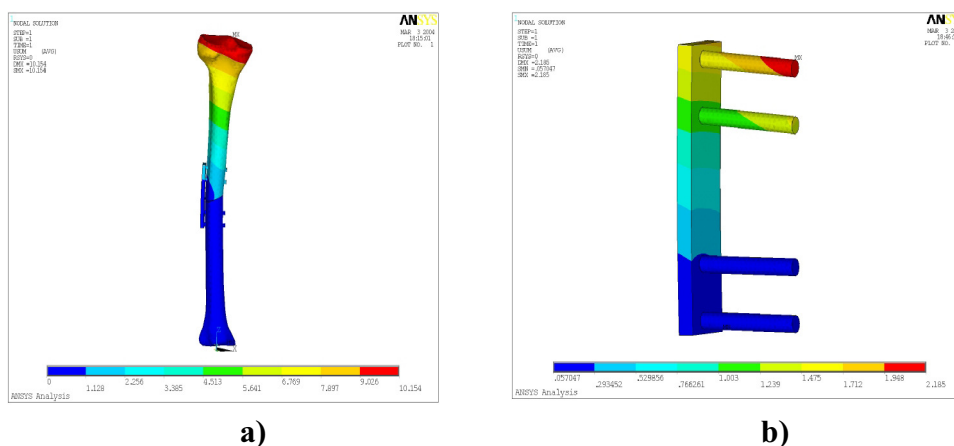
Płytką stabilizującą wykonana jest ze stali chromowo- niklowo- molibdenowej i została dyskretyzowana na 7500 elementów .

Do dyskretyzacji został użyty element SOLID 95 pozwalający na odwzorowanie nieregularnych kształtów modelu. Zbudowany jest z 20 węzłów o trzech stopniach swobody.

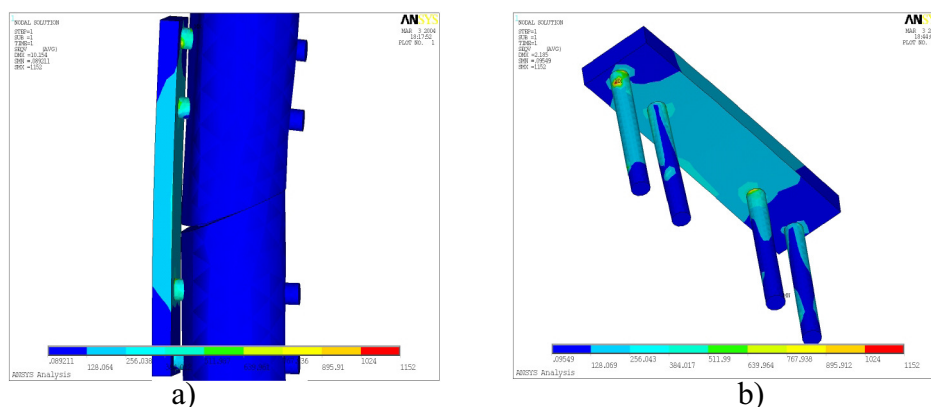
Model został poddany obciążeniu siłą działającej w kierunku osi OZ o wartości siły $N = 800N$ co odpowiada staniu na jednej nodze. Utwierdzenia kości dokonano na całej dolnej jej powierzchni odbierając wszystkie stopnie swobody. Model został utwierdzony na dolnej powierzchni kości poprzez odebranie wszystkich stopni swobody.

2.4 Symulacje numeryczne

Symulacje przeprowadzono w programie ANSYS w oparciu o metodę elementów skończonych, wyniki przedstawiono na poniższych rysunkach.



Rys.2 Barwne mapy odkształceń a) układ po stabilizacji b) stabilizator



Rys.3 Barwne mapy naprężeń a) układ po stabilizacji b) stabilizator

2.5 Analiza wyników

Z analizy wynika, że największe odkształcenie – około 9 mm występuje w osi „y”, natomiast w miejscu stabilizacji od 0,5 mm do 1,7 mm. W osi „x”, największe odkształcenia występują u nasady kości i wynoszą około 4mm. Odkształcenie to powoduje przyłożona siła $N=800N$. W miejscu złamania – stabilizacji, odkształcenia są niewielkie i wynoszą od 0,9mm w górnym odcinku kostnym do 0,1mm w dolnym. W osi „z” natomiast, odkształcenia sięgają około 3mm. Na rys. 3 widać, że odcinki kostne nie stykają się całymi powierzchniami. Jest to bardzo korzystne w zapewnieniu powstanie mikroruchów w celu pobudzenia wzrostu kostnego.

Największe odkształcenia w płytce stabilizującej w osi „x” występują w jej górnej części i sięgają 0,1mm. W osi „y” odkształcenia mieszczą się w przedziale 0,1mm – 1,8 mm, natomiast w osi „z” od 0,01 mm do 0,1 mm.

Koncentracja największych naprężeń występuje w śrubach płytki stabilizującej. W środkowej części płytki naprężenia dochodzą do 130 MPa. W miejscu przyłożenia siły naprężenia wynoszą około 90 MPa.

Wewnątrz kości, naprężenia w śrubach sięgają 130 MPa , natomiast w samej płytce stabilizującej naprężenia są w granicach 120 MPa.

3. WNIOSKI

- W pracy zamodelowano przypadek stabilizacji złamanej kości piszczelowej.
- W procesie modelowania przyjęto warunki brzegowe oraz obciążenie odpowiadające warunkom fizjologicznym człowieka.
- Wyniki symulacji dowodzą, że obciążenie w obrębie złamania przenosi stabilizator co jest bardzo istotne i pożądane w procesie leczenia.
- Otrzymane wyniki wskazują na potrzebę stosowania większych stabilizatorów do zespołów złamań podobnych jak analizowane w pracy.

LITERATURA

- [1] Będziński R., „Biomechanika Inżynierska, zagadnienia wybrane” , Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej. Wrocław 1997
- [2] Dega W., Senger A., „Ortopedia i rehabilitacja“ , Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1996.
- [3] Marciniak J., „Biomateriały w chirurgii kostnej”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [4] <http://ikar.dip.pl/Biomexim/Polski/Kosci/biomexim.htm>
- [5] http://www.cineca.it/hosted/LTM-IOR/back2net/ISB_mesh/mesh_list.html.

STRENGTH ANALYSIS OF STABILIZING SYSTEM OF BROKEN TIBIAL BONE

Abstract. Numerical strength analysis of broken tibial bone stabilized by system ZESPOL was presented in this paper. The model was created and numerical analysis was carried out using program ANSYS.