

Barbara KOZUB, Łukasz MATUSZYK, Sylwia ŁAGAN Instytut Mechaniki Stosowanej,
Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska

ANLIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES STABILIZACJI KOŚCI PISZCZELI METODĄ ZESPOL Z UWZGLĘDNIENIEM WŁASNOŚCI ORTOTROPOWYCH KOŚCI

Streszczenie. W niniejszej pracy poruszono problem stabilizacji ukośnie złamanej kości piszczelowej przy wykorzystaniu systemu ZESPOL. W celu zaprezentowania rozkładu naprężeń oraz odkształceń wykonano, przy zastosowaniu metody elementów skończonych model układu stabilizator-kość, który został poddany numerycznej wytrzymałościowej analizie. W modelu została uwzględniona struktura kości zbitej jak i trabekularnej, przy zachowaniu własności ortotropowych. Analizę wytrzymałościową wykonano zarówno dla kości zdrowej jak i osteoporotycznej.

1. WSTĘP

Układ kostny człowieka narażony jest na wpływ szkodliwych czynników, które mogą doprowadzić do zaburzenia jego funkcji, czy też trwałego uszkodzenia - kalectwa. Wymaga on odpowiednio dobranej metody leczenia farmakologicznego lub chirurgicznego, a to determinuje również konieczność rehabilitacji. Do najbardziej powszechnych urazów kośćca człowieka należą pęknięcia i złamania kości długich, które mogą powstawać w wyniku zadziałania obciążenia. Czynnika, którego wartość przekracza dopuszczalne normy, a w odniesieniu do geometrii struktur biomechanicznych oraz parametrów materiałowych również wytrzymałość i elastyczność kości. Przerwanie ciągłości tkanki kostnej może również nastąpić w skutek istniejących zmian nowotworowych czy osteoporotycznych.

Kość piszczelowa jako podstawowa kość goleni stanowi „słup oporowy” przenoszący obciążenia związane z funkcją podporową i lokomocyjną. W przypadku, gdy dochodzi do jej pęknięcia lub złamania, jako główny cel leczenia przedstawia się przywrócenie jej funkcji, poprzez anatomiczne nastawienie i stabilne zespolenie odłamów kostnych, przy czym zastosowany typ stabilizatora prócz stawianych mu wymogów mechanicznych, powinien uwzględniać biologiczne potrzeby gojącej się kości [2].

Konwencjonalne techniki leczenia złamań kości, jak na przykład zastosowanie opatrunku gipsowego, coraz częściej zastępowane są metodami stabilizacji zewnętrznej jak i przykostnej. Do metod tych można zaliczyć: stabilizatory ramowe, płytkowe, śruby czy też gwoździe śródszpikowe. Wybór odpowiedniej metody stabilizacji zależy głównie od rodzaju złamania.

Stały postęp w rozwoju metod operacyjnego leczenia złamań kości długich wciąż jest jednym z głównych zadań współczesnej traumatologii. Zarówno poza granicami kraju, jak i w samej Polsce dużym uznaniem cieszy się system ZESPOL (Bielawski 1984), który jako stabilizator kości znalazł szerokie zastosowanie w leczeniu złamań kości.

Współczesna medycyna, na każdym etapie leczenia, począwszy od diagnostyki, aż po weryfikację prawidłowości doboru metody leczenia, korzysta z osiągnięć innych dziedzin

nauki, między innymi: chemii, biologii, informatyki, elektroniki czy też materiałoznawstwa. Współpraca jaka nawiązuje się między lekarzami, a specjalistami tych dziedzin nauki w znacznym stopniu przyczynia się do odkrywania nowych jak i do poprawy już istniejących metod leczenia.

Metody modelowania numerycznego mają coraz szersze zastosowanie i znaczenie w doborze i optymalizacji odpowiedniej metody leczenia złamań. W związku z tym, że modelowanie stanu naprężeń na „żywej” kości jest praktycznie niemożliwe, doświadczalnie przeprowadzone do tej pory badania wytrzymałościowe na modelach lub preparatach anatomicznych, pozwalają nam w pewnym stopniu, przybliżyć obraz zmian jakie zachodzą w układzie stabilizator-kość.

W niniejszej pracy poruszono problem stabilizacji ukośnie złamanej kości piszczelowej przy wykorzystaniu systemu ZESPOL. W celu zaprezentowania rozkładu naprężeń oraz odkształceń wykonano, przy zastosowaniu metody elementów skończonych model układu stabilizator-kość. W modelu kości o zachowanym w przybliżeniu kształcie anatomicznym, została uwzględniona struktura kości zbitej jak i trabekularnej, przy zachowaniu własności ortotropowych. Analizę wytrzymałościową wykonano zarówno dla kości zdrowej jak i osteoporotycznej. Dla zastosowanego w modelu czterootworowego stabilizatora płytkowego ZESPOL, przyjęto wartości stałych materiałowych dla dwóch różnych przypadków: stopu tytanu oraz stali 316L.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Cel pracy

Celem pracy jest analiza rozkładu naprężeń i odkształceń w układzie kość piszczelowa – system ZESPOL oraz określenie odpowiedniej sztywności stabilizatora płytkowego ZESPOL, przy uwzględnieniu rodzaju złamania, jak również stanu struktury kostnej.

2.2. Założenia w procesie modelowania

W niniejszej pracy zamodelowano przypadek stabilizacji systemem ZESPOL ukośnie złamanej kości piszczelowej. Wykonany model został wygenerowany w programie FEMAP.

W procesie modelowania przyjęto następujące założenia:

- analiza odkształceń i naprężeń została przeprowadzona z uwzględnieniem kierunków głównych,
- analizowano przebieg zrostu kostnego w strefie złamania kości piszczelowej,
- kość korowa została zamodelowana przy zachowaniu charakterystycznych powierzchni i guzowatości kości piszczelowej (kość o zachowanym w przybliżeniu kształcie anatomicznym),
- stabilizator zbudowany jest z wkrętów łączących (pozbawionych gwintu) oraz płytki zespalającej (geometria oparta na dokumentacji technicznej),
- założono idealne połączenia między kością, a elementami stabilizatora ZESPOL,
- przyjęto idealnie płaską i gładką powierzchnię złamania,
- w modelu przyjęto następujące warunki brzegowe:
 - układ został podparty poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach na dolnej powierzchni kości,
 - siły węzłowe zadane na górną powierzchnię kości, przyjęto w oparciu o fizjologiczne obciążenie w przypadku stania na jednej nodze $F = 800$ [N],
- stałe materiałowe dla kości przyjęto w oparciu o dane literaturowe (tabela 1).
 - dane materiałowe dla kości osteoporotycznej (przy założeniu, że wartości E_{ij} oraz G_{ij} wynoszą 0,4 wartości tych współczynników dla kości zdrowej – tabela 2)

- dane materiałowe dla kostniny szczelina o grubości $g = 0,4$ [mm]:
 - kostnina dla kości zdrowej: $E = 250$ [MPa] i $\nu = 0.45$
 - kostnina dla kości osteoporotycznej: $E = 200$ [MPa] i $\nu = 0.45$
- stałe materiałów stabilizatora przyjęto w oparciu o dane literaturowe (tabela 3)[4]:

Tabela 1. Stałe sprężystości części korykalnej oraz trabekularnej kości długiej jako materiałów ortotropowych dla kości zdrowej [4]

Stałe sprężystości kości jako materiału ortotropowego E_{ij} ; G_{ij} [MPa]	Struktura zbita	Struktura trabekularna
E_{11}	11300	608
E_{22}	12500	608
E_{33}	20500	771
G_{12}	3900	260
G_{13}	4800	269
G_{23}	5700	269
ν_{12}	0.433	0.170
ν_{13}	0.236	0.149
ν_{23}	0.229	0.149

Tabela 2. Stałe sprężystości części korykalnej oraz trabekularnej kości długiej jako materiałów ortotropowych dla kości osteoporotycznej

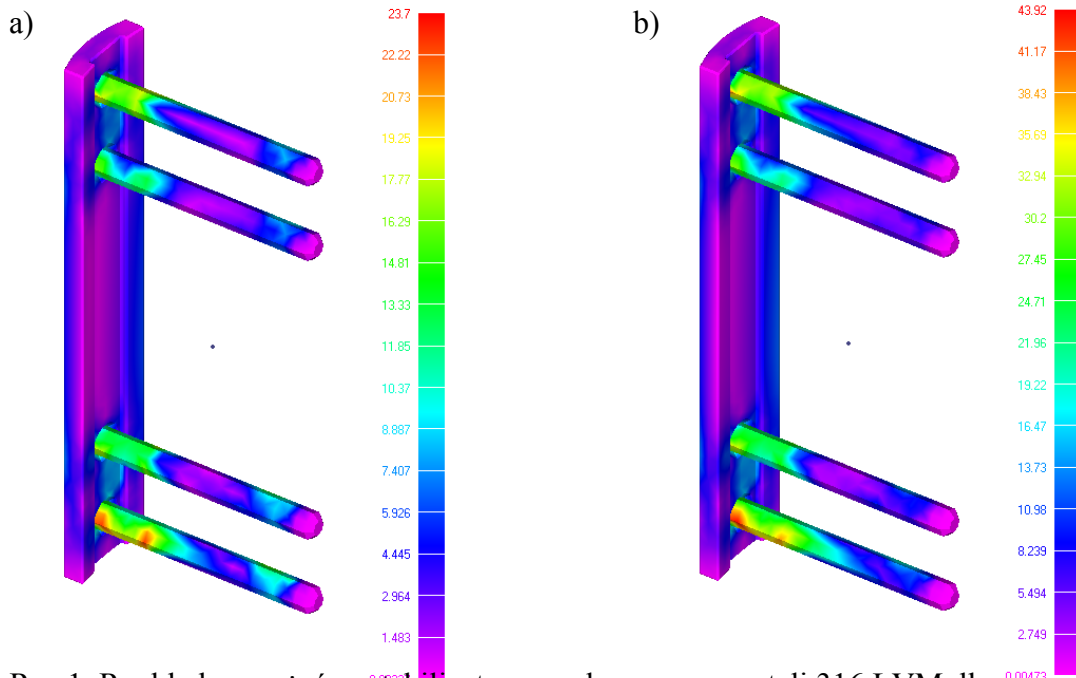
Stałe sprężystości kości jako materiału ortotropowego E_{ij} ; G_{ij} [MPa]	Struktura zbita	Struktura trabekularna
E_{11}	4520	240
E_{22}	5000	240
E_{33}	8200	308
G_{12}	1560	104
G_{13}	1920	107
G_{23}	2280	107
ν_{12}	0,433	0,170
ν_{13}	0,230	0,149
ν_{23}	0,229	0,149

Tabela 3. Dane dla materiałów do konstrukcji stabilizatora

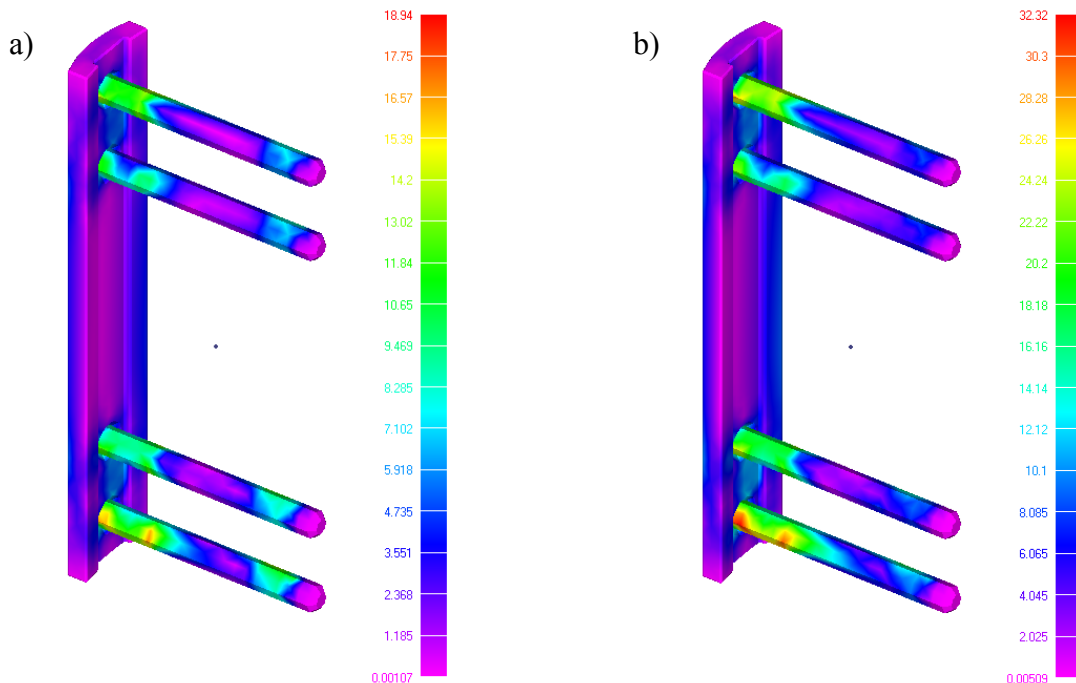
Materiał	E [MPa]	ν
Stal 316 LVM	170000	0.30
Stop tytanu przesycony	110000	0.33

3. WYNIKI BADAŃ

Analizie poddano wpływ zmian osteoporotycznych oraz wpływ rodzaju materiału zastosowanego do konstrukcji stabilizatora na rozkład stanu naprężeń i odkształceń w układzie kość-stabilizator (rys.1-3).



Rys.1. Rozkład naprężeń w stabilizatorze wykonanego ze stali 316 LVM dla przypadku: a) kości zdrowej, b) kości osteoporotycznej



Rys.2. Rozkład naprężeń w stabilizatorze wykonanego ze stopu tytanu dla przypadku: a) kości zdrowej, b) kości osteoporotycznej

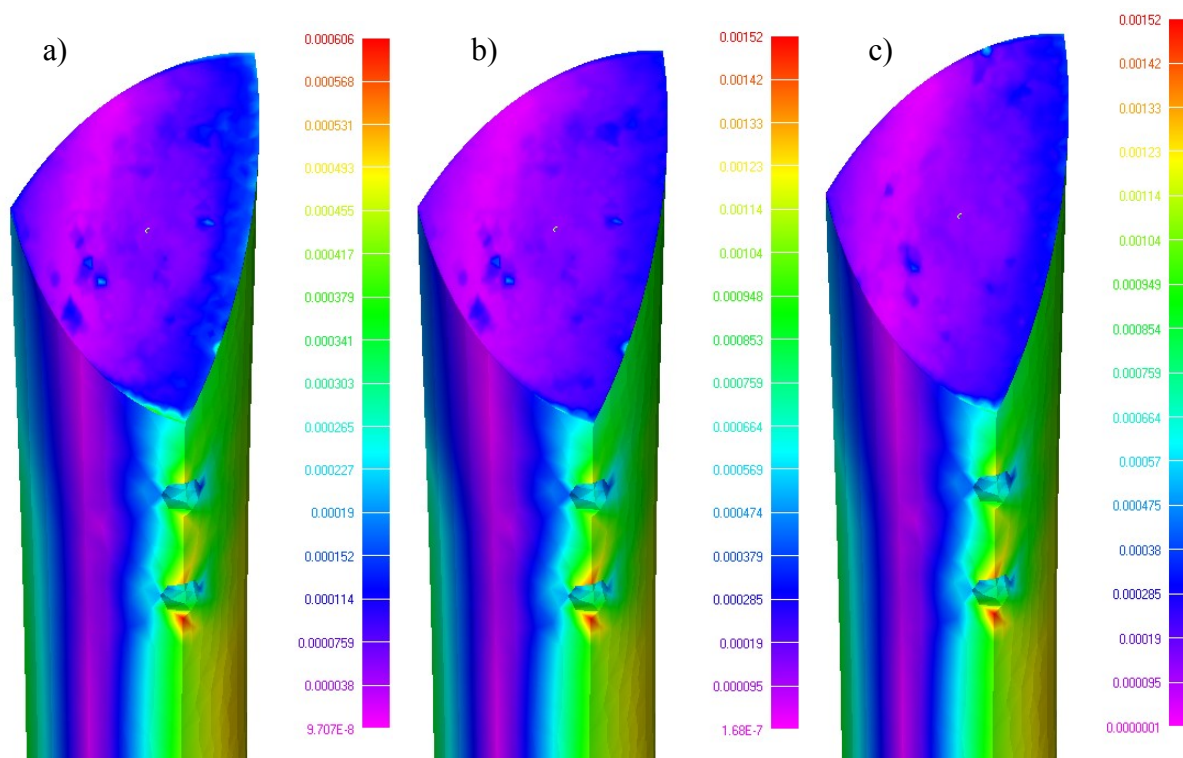
W tabelach poniżej umieszczono wartości maksymalnych wartości naprężeń (tabela 4) i odkształceń (tabela 5) dla rozpatrywanych w pracy przypadków. Obliczenia zostały przeprowadzone w oparciu o hipotezę wyczerpieniową Hubera-Misesa-Hencky'ego.

Tabela 4. Zestawienie wyników – maksymalne naprężenia w stabilizatorze

σ - max [MPa]	Kość zdrowa	Kość osteoporotyczna
Dla Stali 316 LVM	23.7	43.92
Dla stopu tytanu	18.94	32.32

Tabela 5. Zestawienie wyników – maksymalne odkształcenia w kości

ε - max	Kość zdrowa	Kość osteoporotyczna
Dla Stali 316 LVM	0.000606	0.00152
Dla stopu tytanu	0.000605	0.00152



Rys.3. Rozkład odkształceń w rejonie złamania: a) kość zdrowa (stabilizator ze stali 316 LVM), b) kość osteoporotyczna (stabilizator ze stali 316 LVM), c) kość osteoporotyczna (stabilizator ze stopu tytanu)

4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych analiz wytrzymałościowych i otrzymanych wyników wysunąć można następujące wnioski:

- Dla poszczególnych rozpatrywanych wariantów, badane rozkłady naprężeń i odkształceń mają podobny przebieg – wartości maksymalne i minimalne występują praktycznie w tych samych miejscach, natomiast zauważalne są różnice w ich wartościach.
- Wartości naprężeń w stabilizatorze zależą od przyjętego materiału, jak również od stanu stabilizowanej kości – kość zdrowa/ osteoporotyczna. Wyższe naprężenia otrzymane dla kości osteoporotycznej związane są z przeniesieniem przez stabilizator większego obciążenia.

- Maksymalne wartości naprężeń w stabilizatorze występują w pobliżu miejsc połączenia dolnego wkrętu z płytką stabilizatora.
- Otrzymane w analizie wartości odkształceń mieszczą się w zakresie fizjologicznym, co świadczy o prawidłowym oddziaływaniu układu stabilizator kość – sztywność stabilizatora nie powoduje hamowania procesu gojenia złamania, a co się z tym wiąże nie powstają miejsca martwicze w kości.
- Przeprowadzona analiza uwidacznia potrzebę indywidualnego doboru stabilizatora (rozwiązanie konstrukcyjne, dobór materiału na stabilizator) ze względu na cechy osobnicze, kształt i rodzaj złamania kości. Analiza wytrzymałościowa MES jest bardzo przydatna w identyfikacji takich systemów stabilizacji jak ZESPOL. Pozwala ona nie tylko określić sztywność stabilizatora, wspomaga również proces optymalizacji konstrukcji samego stabilizatora oraz układu kość -implant.

LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997
- [2] Wall A., Rusiński E., Sobolewski R., Jabłoński G.: Numeryczna symulacja doboru stabilizatora ZESPOL w leczeniu złamań kości piszczelowej. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1994
- [3] Guzik M., Stępnik A.: Analiza wytrzymałościowa systemu stabilizacji złamanej kości piszczelowej. Zeszyty naukowe katedry mechaniki stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice 2004
- [4] Milewski G

FEM STRENGHT ANALYSIS OF TIBIA STABILIZATION WITH ZEPOL FIXATOR, INCLUDING ORTHOTROPIC PROPERTIES OF BONE

Summary. The present work deals with the problem of stabilization of fractured tibia with application of ZESPOL system. In order to present the stress and deformation distribution, a model of the stabilizer-bone system was performed using the finite element method. The model has been subjected to strength analysis. The structure of compact and trabecular bone was incorporated into the model while retaining orthotropic properties. Strength analysis was performed for both the healthy and osteoporotic bone.