

Barbara KOZUB, Łukasz MATUSZYK, Sylwia ŁAGAN, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES ZŁAMANIA SZYJKI KOŚCI UDOWEJ STABILIZOWANEJ GWOŹDZIEM ŚRÓDSZPIKOWYM TYPU GAMMA

Streszczenie. W pracy poruszono problem stabilizacji złamania szyjki kości udowej za pomocą gwoźdźcia śródszpikowego typu GAMMA. Dokonano oceny wpływu zastosowanego materiału stabilizatora na naprężenia, odkształcenia oraz przemieszczenia. W pracy posłużono się metodą elementów skończonych. Analizy numeryczne przeprowadzono w programie FEMAP.

1. WSTĘP

Gwoździowanie śródszpikowe jako jedna z metod leczenia złamań kości długich posiada długą historię. Do dynamicznego rozwoju śródszpikowych metod leczenia złamań kości długich doszło w połowie XVII wieku. Bernhard von Langenbeck wraz z Diffenbach'em, jako jedni z pierwszych, do stabilizacji złamanej szyjki kości udowej zastosowali metalowe śruby [3].

Ograniczenie koncepcji leczenia śródszpikowego wiązało się z nieodpowiednim doborem biomateriałów, co skutkowało negatywnymi reakcjami okołoszpikowymi. W 1936 roku powszechnie stosowanymi materiałami stały się: stal nierdzewna CrNi oraz stop kobaltowy Vitallium. Zostały one uznane jako biomateriały obojętne dla środowiska tkankowego [5].

Dzięki wprowadzeniu gwoźdźcia do kanału szpikowego jego oś pokrywa się z osią anatomiczną kości. Implant przechodząc przez oś obojętną, umożliwia zbliżone do naturalnego, równomierne przenoszenie obciążeń wzdłuż kości. Postęp procesu leczenia prowadzi do zmniejszenia obciążeń przenoszonych przez gwoździec do 60%. Jednak nawet po całkowitym wyleczeniu gwoździec dalej przenosi pewną część obciążeń [2,3,4].

2. 2. METODYKA BADAŃ

2.1. Cel pracy

Celem pracy jest zamodelowanie układu biomechanicznego złamanej szyjki kości udowej poddanej osteosyntezie śródszpikowej.

W trakcie badań określano stan naprężeń, odkształceń oraz przemieszczeń elementów zamodelowanego układu w zależności od własności mechanicznych zastosowanych biomateriałów.

2.2. Modelowanie układu kość-implant

Wykorzystując metodę elementów skończonych, stworzono model układu stabilizator-kość. W modelu kości wygenerowanym ze zdjęć tomograficznych, uwzględniono strukturę kości trabekularnej oraz korykalnej. Założono model liniowo-sprężysty kości o własnościach izotropowych. Poniższa tabela przedstawia przyjęte do analizy stałe materiałowe dla tkanki kostnej zwartej oraz gąbczastej.

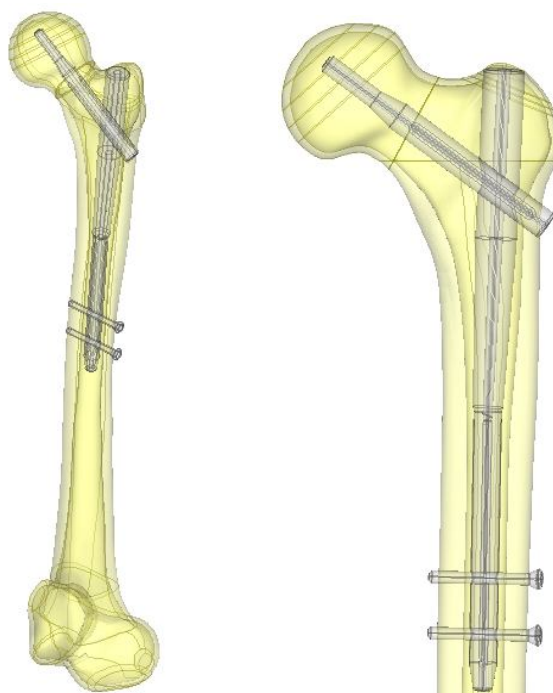
Tabela 1. Dane materiałowe dla tkanki kostnej zwartej oraz gąbczastej [1]

Rodzaj tkanki	Moduł Young'a [MPa]	Współczynnik Poissona	Gęstość [kg/mm ³]
Zbita	18000	0,3	$1,85 \cdot 10^{-6}$
Gąbczasta	500	0,4	$0,6 \cdot 10^{-6}$

Jako stabilizator złamanej szyjki kości udowej zamodelowano, w programie FEMAP, gwóźdź śródszpikowy typu GAMMA. Model omawianego implantu śródszpikowego składa się z kaniulowanego gwoźdźca, kaniulowanej śruby zespalającej oraz dwóch wkrętów ryglujących. Wymiary poszczególnych elementów zostały dobrane do geometrii kości. Brano pod uwagę m.in. długość kości i jej ewentualną deformację, długość szyjki kości, kąt szyjkowo-trzonowy oraz średnicę kanału śródszpikowego w poszczególnych przekrojach kości. Na konstrukcję stabilizatora przyjęto dwa różne materiały: stop tytanu i stal 316L (Tabela 2).

Tabela 2. Dane materiałowe przyjęte dla elementów gwoźdźca [3]

Materiał	Moduł Young'a [MPa]	Współczynnik Poissona	Gęstość [kg/mm ³]
Stal 316LVM	200000	0,33	$8 \cdot 10^{-6}$
Stop Ti6Al4V	110000	0,33	$4,5 \cdot 10^{-6}$



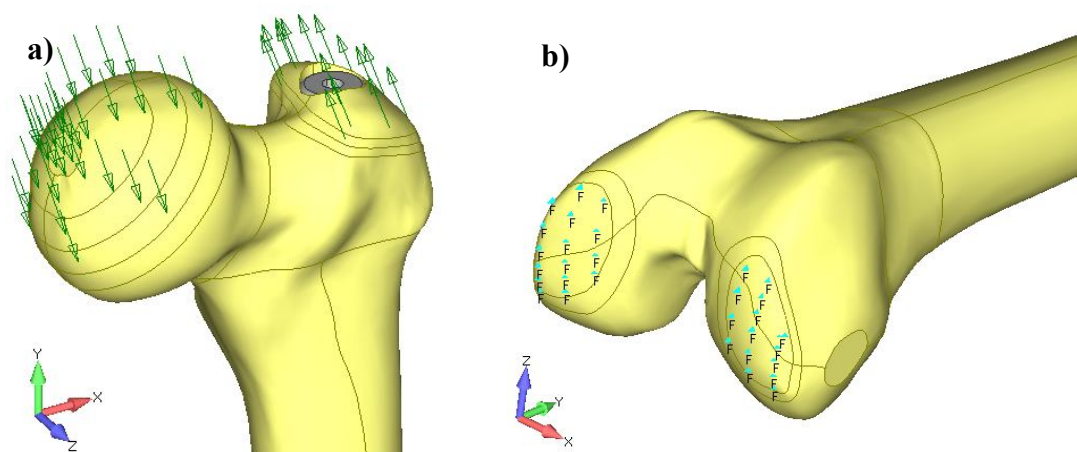
Rys. 1. Model układu gwóźdź – kość.

W celu określenia relacji pomiędzy poszczególnymi elementami modelu nadano dwa typy połączeń:

- "związane" (Bonded), które symuluje połączenia gwintowe pomiędzy gwintami śrub, a tkanką kostną oraz między śrubami, a gwoździem śródszpikowym.
- "kontakt z możliwością poślizgu i oderwania" - ten typ połączenia nadano we wszystkich pozostałych obszarach, w których współpracują ze sobą powierzchnie (obejmuje relacje m.in. trzon gwoźdźcia - tkanka kostna, część gładka śrub - tkanka kostna, a także powierzchnie złamania).

W obu analizowanych przypadkach przyjęto ten sam schemat obciążenia – model biomechaniczny stawu biodrowego wg Pauwelsa [1]. Modele obciążano dwoma grupami sił: działającą na powierzchnię głowy kości udowej (siłą wypadkowa R) oraz siłami mięśni odwodzicieli (siła M), przyłożonymi na powierzchni szczytu krętarza większego (rys. 2a). Założono przypadek, w którym cały ciężar ciała człowieka o masie 70 kg przenoszony jest przez jedną kończynę. W oparciu o własne obliczenia modelu dźwigni dwuramiennej Pauwelsa wynika, że wartość siły wypadkowej R wynosi około 2,4 G (G - ciężar ciała) i jest przyłożona pod kątem $\alpha = 16^\circ$ w kierunku głowy kości udowej, natomiast wartość siły M stanowi 1,6 G i jest odchylna od pionu o kąt $\beta = 20^\circ$.

Układ został podparty poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach na dolnych powierzchniach kłykci kości udowej (rys. 2b).



Rys. 2. a) obszary przyłożonych sił, b) obszary utwierdzenia modelu.

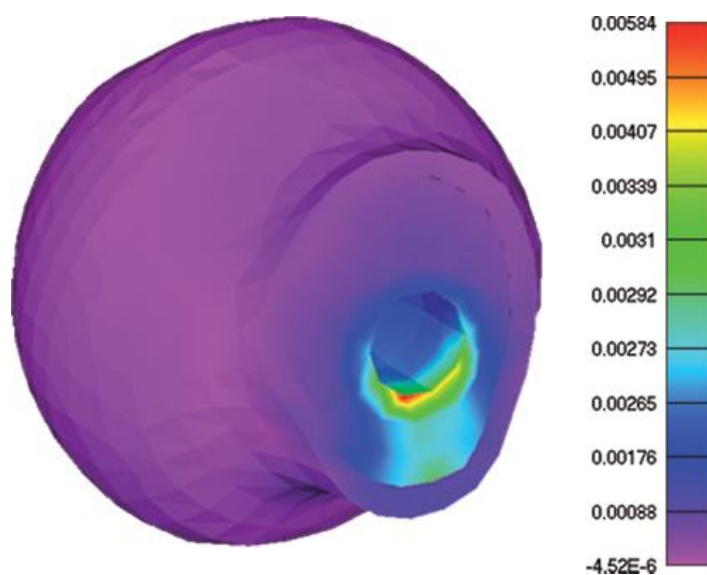
3. WYNIKI ANALIZY

Analiza wytrzymałościowa została przeprowadzona z wykorzystaniem modułu projektowo-obliczeniowego FEMAP-Nastran. Analizowano otrzymane rozkłady pól przemieszczeń, naprężeń oraz odkształceń.

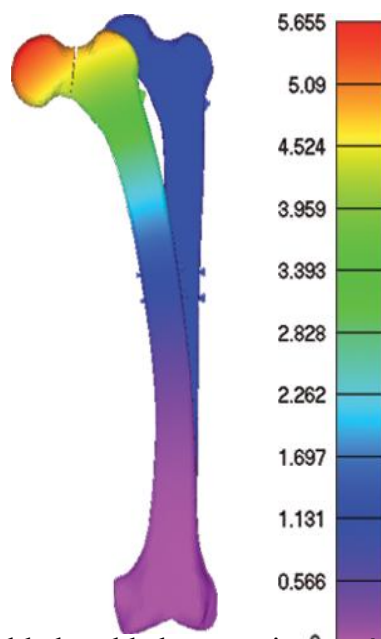
W poniższej tabeli umieszczono zestawienie maksymalnych wartości: odkształceń kości w rejonie złamania, naprężeń w gwoździu oraz przemieszczeń odłamów oraz dla całego układu. Obliczenia zostały przeprowadzone w oparciu o hipotezę wyężeniową Hubera oraz warunki plastyczności Hubera-Misesa.

Tabela 3. Zestawienie wyników

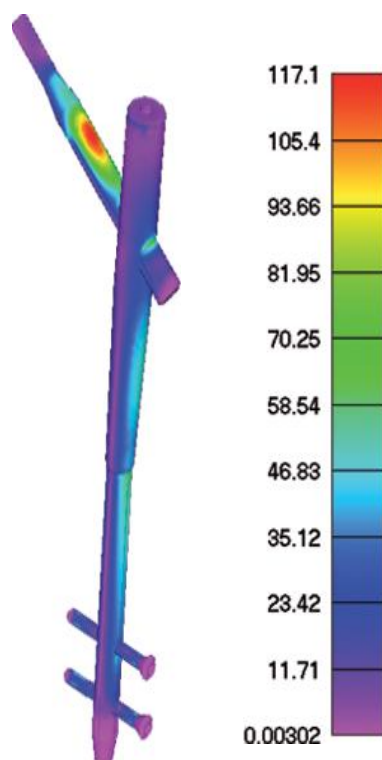
Material gwoźdźcia	Stal 316 LVM	Stop Ti6Al4V
Analizowane wielkości		
σ – max naprężenia w gwoździu [MPa]	148,6	117,1
ε – max odkształcenia główne kości w rejonie złamania	0,00580	0,00584
u_k – max przemieszczenia odłamów kostnych względem siebie [mm]	0,4833	0,1112
u – max przemieszczenia całego układu [mm]	5,448	5,655



Rys.3. Przykład rozkładu odkształceń głównych.



Rys.4. Przykład rozkładu przemieszczeń całkowitych.



Rys.5. Przykład rozkładu maksymalnych naprężeń w gwoździu.

4. WNIOSKI

W niniejszej pracy zamodelowano przypadek stabilizacji złamanej szyjki kości udowej metodą osteosyntezy śródspikowej. Analizie poddano wpływ doboru materiału konstrukcyjnego gwoźdźcia śródspikowego na stan naprężeń i odkształceń w układzie kość-stabilizator.

Na podstawie przeprowadzonych analiz numerycznych stwierdzono, iż wartości naprężeń występujących w gwoździu zależą od materiału użytego na jego konstrukcję. W obu przypadkach rozkłady naprężeń nie różnią się znacząco, a najbardziej wyężonym elementem jest śruba stabilizująca. Mniejsze wartości naprężeń uzyskano dla gwoźdźcia wykonanego ze stopu tytanu.

Wyznaczona różnica przemieszczeń poosiowych odłamu górnego względem dolnego w szczelinie złamania nie przekracza 1 mm, co sprzyja powstawaniu prawidłowej kostniny. Maksymalne rozwarście szczeliny złamania występowało w jej górnej, zewnętrznej części.

W większości przekroju złamania wartości odkształceń mieszczą się w zakresie prawidłowego zrostu kostnego. Na skutek oddziaływania śruby na tkankę kostną podczas obciążenia, dochodzi do lokalnego zwiększenia odkształceń, których wartości znajdują się w zakresie podwyższonego obciążenia fizjologicznego.

Na koniec warto przypomnieć, że badania przeprowadzane były dla konkretnego schematu obciążenia - statycznego i w znacznym stopniu uproszczonego w stosunku do rzeczywistego stanu obciążenia w stawie biodrowym, dlatego też model należy zweryfikować doświadczalnie. Aby uzyskać pełne dane o charakterze pracy gwoźdźcia, zachowaniu odłamów oraz całego zespolenia należałoby przeprowadzić analizy symulujące różne fazy chodu, w których występowałyby siły o zmiennych kierunkach i wartościach. Ponadto, dalsze badania nad zastosowaniem gwoźdźcia Gamma w osteosyntezie mogłyby obejmować m.in.

dobór cech konstrukcyjnych gwoździ ze względu na wielkość kąta płaszczyzny złamania, dobór śrub o różnych gwintach (np. łopatkowe), czy chociażby lepsze odwzorowanie stanu rzeczywistego (np. poprzez wprowadzenie tarcia, zamodelowanie gwintów).

LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [2] Gaździk T.S., Gwoździowanie śródszpikowe, Ośrodek Wydawniczy „Augustana”, 2000.
- [3] Marciniak J., Chrzanowski W., Kajzer A., Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyntezie. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008,
- [4] Mazurkiewicz S.(red.), Wybrane zagadnienia z inżynierii medycznej, Kraków 2003,
- [5] Nałęcz M. (red.), Problemy biocybernetyki inżynierii biomedycznej, Tom IV, Biomateriały, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990,

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