

## NIELINIOWA ANALIZA ODDZIAŁYWAŃ W ZESPOLENIU PŁYTKOWYM POLFIX

ANTONI JOHN, PIOTR WYSOTA

*Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki  
e-mail: Antoni.John@polsl.pl, Piotr.Wysota@polsl.pl*

Streszczenie. W pracy przedstawiono analizę połączenia odłamów kostnych kości udowej stabilizatorem płytkowym. Zbadano wpływ obciążenia kości, materiału przyjętego na stabilizator oraz typu rozpatrywanego zagadnienia na przemieszczenia, odkształcenia i naprężenia występujące w badanym obiekcie. W tym celu zbudowano model numeryczny kości złamanej w dwóch miejscach i połączonej stabilizatorem płytkowym Polfix. Na bazie opracowanego modelu przeprowadzono analizę sprężysto–plastyczną układu w zależności od wartości przyłożonego obciążenia.

### 1. WSTĘP

Układ kostny człowieka jest narażony na liczne urazy. Ulegają nim zarówno kości jak i stawy. Do urazów kostnych zalicza się m.in. złamania i pęknięcia kości. Czynnikiem zwiększającym ryzyko złamań są choroby układu kostnego takie jak np. osteoporoza – choroba objawiająca się postępującym ubytkiem masy kostnej, zmniejszeniem gęstości oraz zmianą struktury kości. Tak osłabiona kość jest bardziej podatna na złamania [1,3].

Obecnie problemy związane z leczeniem i rehabilitacją to nie tylko zadanie dla lekarzy, ale również specjalistów z innych dziedzin, m.in.: biologów, chemików, mechaników i materiałoznawców. Współpraca między specjalistami z tych dziedzin nauki może przyczynić się do polepszenia metod leczenia.

Po wystąpieniu złamania bardzo ważny jest późniejszy proces leczenia. Istotne jest, aby usztywnić miejsce złamania i umożliwić kości zrośnięcie się. Złamania kości długich mogą być leczone z wykorzystaniem osteosyntezy zewnętrznej - urządzeń, które sztywno utrzymują odłamy kostne w odpowiedniej pozycji za pomocą przymocowanej do kości ramy (z wykorzystaniem wkretów). Metoda ta może być zastosowana zarówno do leczenia jak i do diagnozowania procesu leczenia. Leczenie z zastosowaniem stabilizacji zewnętrznej pozwala na kontrolę procesu zrostowego przez pomiar obciążeń przenoszonych przez ramę stabilizatora pojawiających się podczas zadawania obciążeń na kość i zależnych od właściwości mechanicznych szczeliny złamania [2,4].

Najważniejszym zadaniem aparatów stabilizacyjnych jest przeniesienie obciążenia z jednego odcinka kostnego na drugi za pomocą stabilizatora oraz zabezpieczenie odłamów kostnych przed przemieszczeniami względem siebie. Stabilizatory powinny być na tyle elastyczne, aby umożliwić kości mikroruchy i wymianę produktów odżywczych, ale zarazem na tyle sztywne

aby zapobiec przemieszczeniom odłamów kostnych (sztywność stabilizatora powinna być zbliżona do sztywności kości) [10]. Istotną zaletą stabilizatorów płytkowych jest możliwość ich zastosowania w pewnej odległości od ogniska złamania. Ma to duże znaczenie w przypadku złamań otwartych oraz w przypadkach, kiedy należy zastosować długotrwałe działanie sił korygujących np.: stopniowa korekcja osi w zniekształceniach kończyn, leczenie ubytków kostnych, stały docisk w stawach rzekomych, stałe rozciąganie podczas wydłużania kończyn [6,7].

Najważniejszym celem zastosowania stabilizatorów jest szybki i prawidłowy zrost odłamów kostnych. Aby to osiągnąć, należy zapewnić ruch wzdłuż osi kości i jednocześnie ograniczyć ruch w pozostałych kierunkach. Osiągnięcie tego celu nie jest proste i wymaga doboru odpowiedniego stabilizatora. Ze względu na mechanikę złamań głównymi czynnikami mającymi wpływ na proces zrostu są: stateczność aparatu stabilizacyjnego, rodzaj i kształt złamania oraz dokładność realizacji przemieszczeń w miejscach złamania. Zagadnienia te są związane z rodzajami naprężeń występujących w odcinkach kostnych [5,11].

## 2. MODEL NUMERYCZNY

Aby przyjrzeć się bliżej problemowi stabilizacji kości długich i zbadać relacje występujące między poszczególnymi wielkościami opisującymi stan wewnętrzny ciała, opracowano model numeryczny kości udowej złamanej w dwóch miejscach i połączonej stabilizatorem płytkowym Polfix. W analizie wykorzystano system MSC Patran.

### 2.1. Modelowanie materiałowe

Ważnym etapem tworzenia modelu jest przyjęcie własności materiałowych. Własności tkanki kostnej zależą od wielu czynników, m.in. indywidualnych cech osobniczych. W rzeczywistości każdy człowiek ma nieco inne parametry charakteryzujące własności tkanki kostnej. Z drugiej strony elementy wprowadzane do organizmu powinny zachowywać się podobnie jak tkanki, z którymi współpracują. Występują zatem spore trudności z doбором odpowiednich parametrów materiałowych zarówno dla kości, jak i stabilizatora. Najlepszym rozwiązaniem byłby dobór stabilizatorów (zarówno rozwiązania konstrukcyjnego jak i zastosowanego materiału) do konkretnego złamania. Jednym z celów tej pracy jest ułatwienie tego doboru [8,12].

Na podstawie danych literaturowych przyjęto następujące stałe materiałowe dla kości:  $E_{\text{kość}} = 20000 \text{ MPa}$ ;  $\nu_{\text{kość}} = 0,35$ ;  $R_{p0.2} = 100 \text{ MPa}$ ;  $E_t = 600 \text{ MPa}$ ;  $R_m = 107 \text{ MPa}$ ;  $R_c = 159 \text{ MPa}$  ( $E$  – moduł Younga,  $\nu$  - ułamek Poissona,  $R_{p0.2}$  – granica plastyczności,  $E_t$  – moduł wzmocnienia,  $R_m$  – wytrzymałość na rozciąganie,  $R_c$  – wytrzymałość na ściskanie).

Elementy stabilizatora zostały wykonane ze stali 316 LVM (zgodnie z ASTM). Rozpatrzono dwa warianty [13]:

- stop D wykończony na zimno ( $E = 70000 \text{ MPa}$ ;  $\nu = 0,3$ ;  $R_{p0.2} = 300 \text{ MPa}$ ;  $E_t = 5000 \text{ MPa}$ ),
- stop D przerobiony na zimno ( $E = 170000 \text{ MPa}$ ;  $\nu = 0,3$ ;  $R_{p0.2} = 690 \text{ MPa}$ ;  $E_t = 20000 \text{ MPa}$ ).

Weryfikacja modelu zrostu kostnego wymaga odpowiedzi na pytania:

- jakie procesy zachodzą w strukturze kości?
- jak uraz wpłynął na te procesy?
- co trzeba zrobić, aby pobudzić proces zrostu i jednocześnie zapewnić biotolerancję implantu?

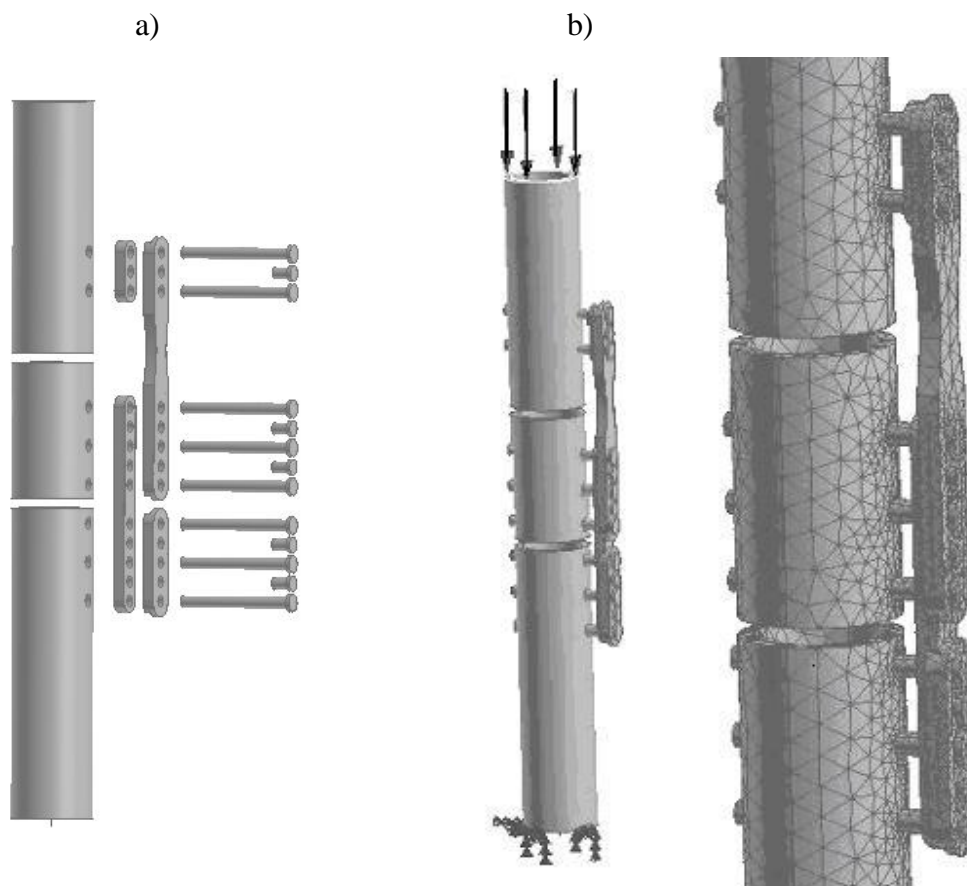
Ponieważ zarówno tkanka kostna jak i stabilizator wykazują własności materiałów sprężysto – plastycznych, zatem, aby uzyskać informacje o interesujących wielkościach, należy przeprowadzić analizę sprężysto – plastyczną zagadnienia [7,9].

## 2.2. Budowa modelu

Podczas opracowywania modelu poczyniono następujące założenia:

- § kość korową zamodelowano w postaci trzech kawałków rury symbolizujących odłamy kostne,
- § stabilizator jest zbudowany z wkrętów łączących i płytki zespalającej (geometrię wykonano na podstawie dokumentacji technicznej),
- § założono idealne połączenie między elementami stabilizatora a kością,
- § w obliczeniach pominięto lepko – sprężyste własności tkanki kostnej,
- § w rozpatrywanym modelu zadano następujące warunki brzegowe:
  - utwierdzenie sztywne – nałożone na dolną powierzchnię kości,
  - siły węzłowe – zadane na górnej powierzchni kości.

Model składa się z dwóch zasadniczych części: kości korowej oraz stabilizatora płytkowego. Po utworzeniu geometrii i przyporządkowaniu materiału dokonano podziału modelu na elementy skończone: zastosowano elementy bryłowe typu TET10. Następnie nałożono warunki brzegowe. Mając gotowy model numeryczny, przeprowadzono obliczenia wytrzymałościowe na bazie metody elementów skończonych (MSC Nastran).

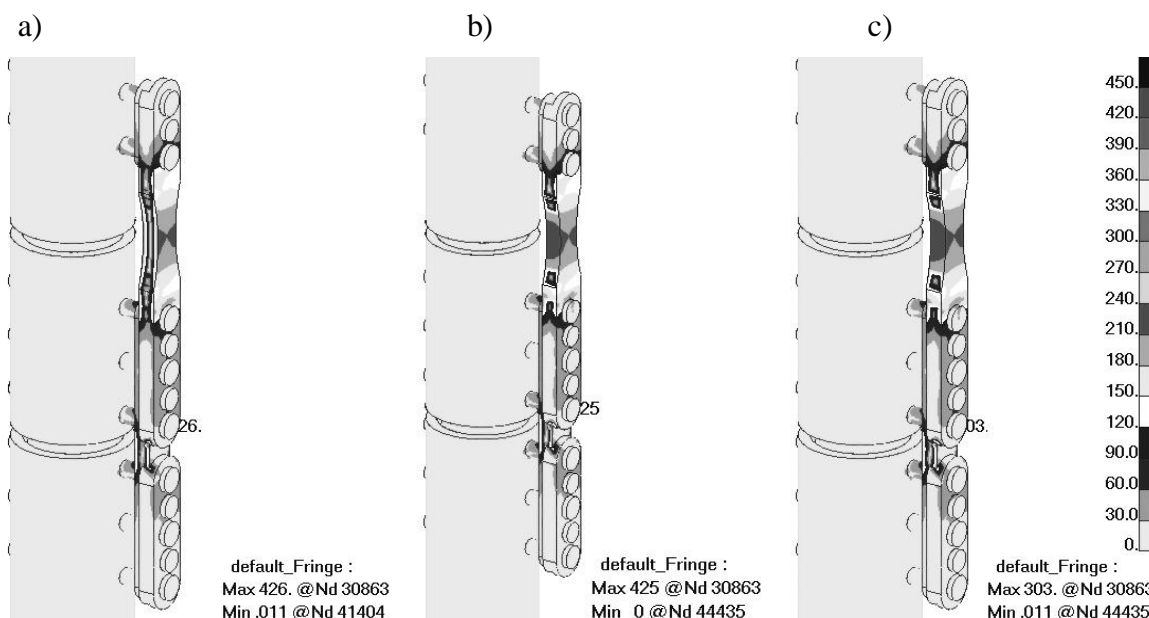


Rys.1. Model kości uległej złamaniu i połączonej stabilizatorem płytkowym:  
a) elementy składowe, b) warunki brzegowe i dyskretyzacja

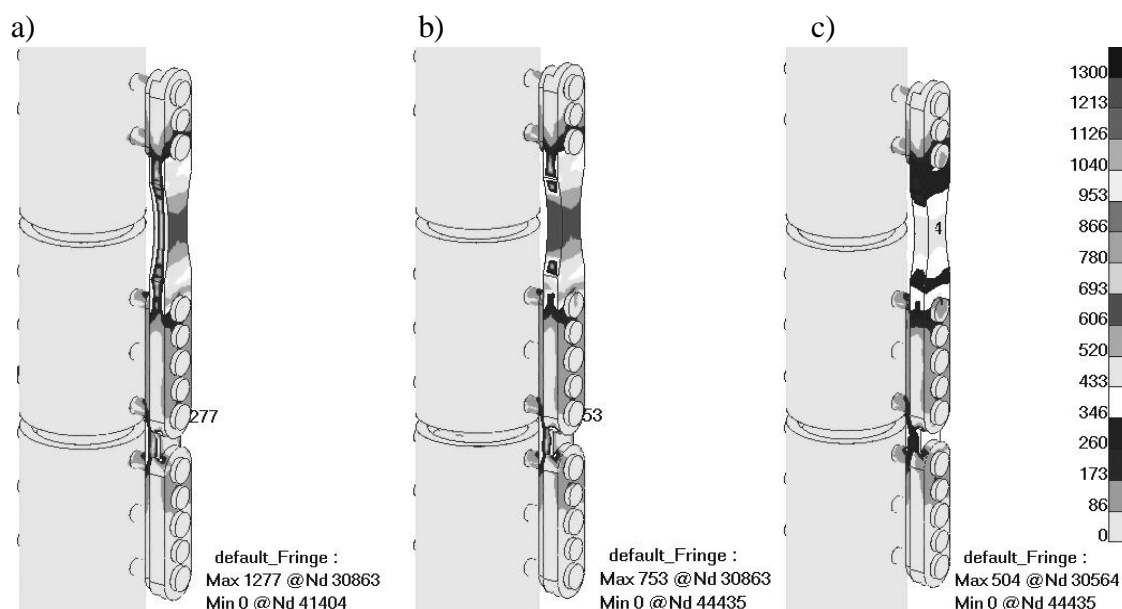
## 3. WYNIKI

Obliczenia przeprowadzono dla obciążeń kości wynoszących odpowiednio: 400N, 600N, 800N, 1000N i 1200N. W każdym przypadku wyznaczono rozkłady przemieszczeń, naprężeń i odkształceń w badanym modelu. Obliczenia przeprowadzono w oparciu o hipotezę Hubera oraz warunek plastyczności Hubera – Misesa. Pominięto lepko–sprężyste własności tkanki kostnej (ich uwzględnienie pozwoliłoby na uzyskanie rezultatów jeszcze lepiej oddających warunki rzeczywiste jednak ze względu na brak wystarczającej ilości danych pominięto je).

Poniżej zamieszczono przykładowe wyniki obliczeń.



Rys.2.Rozkład naprężeń dla obciążenia 400 N dla: a) liniowej statyki oraz zagadnienia nieliniowego dla stopu D: b) przerobionego na zimno, c) wykończonego na zimno.



Rys.3.Rozkład naprężeń dla obciążenia 1200 N dla: a) liniowej statyki oraz zagadnienia nieliniowego dla stopu D: b) przerobionego na zimno, c) wykończonego na zimno

Rezultaty obliczeń zamieszczono w Tabeli 1.

Tabela 1: Zestawienie wyników

Siła [N]	Statyka		Stop D przerobiony na zimno			Stop D wykończony na zimno		
	u [mm]	$\sigma$ [MPa]	u [mm]	$\epsilon$ [ $\cdot 10^{-3}$ ]	$\sigma$ [MPa]	u [mm]	$\epsilon$ [ $\cdot 10^{-3}$ ]	$\sigma$ [MPa]
400	5.35	426	5.35	2.18	425	5.35	2.18	303
600	8.02	639	8.02	3.27	618	8.09	3.81	311
800	10.70	852	10.70	4.36	700	11.61	6.37	324
1000	13.38	1064	13.37	5.64	726	28.09	16.91	376
1200	16.04	1277	16.09	7.15	753	74.00	42.86	504

#### 4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń i uzyskanych wyników można sformułować następujące wnioski:

- Dla poszczególnych wariantów obciążeń rozkłady mają podobny przebieg (największe i najmniejsze wielkości występują praktycznie w tych samych miejscach), natomiast występuje istotna różnica w ich wartościach.
- Wartości naprężeń zależą od przyjętego materiału (własności wytrzymałościowych), rodzaju rozpatrywanego zagadnienia oraz wartości obciążenia.
- Różnica między naprężeniami uzyskanymi w analizie liniowej i nieliniowej zależy od własności materiałowych (dla stopu o niższej granicy plastyczności jest większa) oraz obciążenia układu (im większe wartości obciążenia tym większa różnica).
- W stabilizatorze występują znacznie wyższe wartości naprężeń niż w kości (największe wartości naprężenia występują w stabilizatorze na poziomie złamań).
- Uwzględnienie lepko-sprężystych własności tkanki kostnej pozwoliłoby na uzyskanie rezultatów jeszcze lepiej oddających warunki rzeczywiste.
- Relacja pomiędzy własnościami materiałowymi implantu i kości wpływa na wyniki obliczeń.
- Przeprowadzona analiza pokazuje, że dobór stabilizatora (zarówno rozwiązania konstrukcyjnego jak i zastosowanego materiału) powinien uwzględniać indywidualne cechy osobnicze oraz kształt i rodzaj złamania.
- Uzyskane rezultaty mogą być pomocne w procesie wspomagania projektowania aparatów stabilizacyjnych dla konkretnych przypadków klinicznych.

#### LITERATURA

1. An Y.H., Draughn R.A. (Ed.): Mechanical testing of bone and the bone – implant interface. CRC Press LLC, 2000.
2. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.
3. Cowin S.C. (Ed.): Bone mechanics handbook. CRC Press, 2001.

4. Filipiak J. et al.: Bone fragments displacement as a determined factor of bone regenerate biomechanical properties.. Gliwice: Pol. Śl., 2006. ZN KMS 26 s. 105 – 110.
5. Jasińska – Choromańska D.: Concept of bone fracture heading measure used load measuring in external fixators. Gliwice: Pol. Śl., 2006. ZN KMS 26.s. 149 – 154.
6. Jasińska – Choromańska D., Sadzyński I.: Mechanical properties and calcification during healinf of fracture treated by external fixation. Elektronika: konstrukcje, technologie, zastosowania, 2004, 8 – 9, p. 85 – 87.
7. Kaczmarek M., Marciniak J.: Problemy osteosyntezy stabilizatorami płytkowymi. Proceedings of the Scientific Conference on Materials, Mechanical and Manufacturing Engineering. Gliwice 2005, s. 325 – 334.
8. Kutz M. (Ed.): Standard handbook of biomedical engineering and design. McGraw – Hill, 2004.
9. Marciniak J. et al.: Evaluation of the biomechanical quality of the POLFIX fixation and manipulation system. “Acta of Bioeng. and Biomech”, 1999, 1, sup. 1, s. 317 – 320
10. Ramotowski W., Granowski R., Bielawski J.: Osteosynteza metodą Zespol: teoria i praktyka kliniczna. Warszawa: PZWL. 1988.
11. Skrzypek J.: Plastyczność i pełzanie: teoria, zastosowania, zadania. Warszawa: PWN 1986.
12. Winięcki M.: Zagadnienie biomechanicznej biokompatybilności kości i materiałów konstrukcyjnych implantów ortopedycznych w świetle współczesnego dwufazowego porospężystego modelu tkanki kostnej. „Eksploatacja i niezawodność” 2004, w.2, s. 74 – 79.
13. PN – ISO 5832-1:1997 Wszczępy dla chirurgii. Materiały metalowe. Stal nierdzewna do przeróbki plastycznej.

## **NON-LINEAR STRENGTH ANALYSIS OF THE PLATE STABILIZER POLFIX**

Summary. The subject of the paper concerns strength analysis of the fixation structure: the femur bone and the plate stabilizer. Reactions in this object are investigated. In order to achieve the results, the model of the structure is prepared and computed with finite element method. On the base of the numerical model the elastoplastic analysis of the structure was performed. The attention is concentrated on the investigation of the interdependence between factors characterizing internal state of the body. The results of FEM analysis are presented as the distributions of the displacements and stresses in the model.