

Barbara KOZUB, Katedra Technologii Materiałów, Instytut Inżynierii Materiałowej, Politechnika Krakowska, Kraków

ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES ZŁAMANIA KOŚCI PISZCZELOWEJ STABILIZOWANEJ APARATEM ILIZAROWA

Słowa kluczowe: aparat Ilizarowa, druty Kirchnera, naprężenia, odkształcenia

1. WSTĘP

Zgodnie z danymi statystycznymi zawartymi w publikacjach Narodowego Instytutu Zdrowia Publicznego Państwowego Zakładu Higieny do najczęstszych urazów zalicza się złamania kości długich [4, 8].

Dobór odpowiedniej procedury leczenia w głównym stopniu uzależniony jest od rodzaju złamania (skośne, poprzeczne, spiralne oraz wieloodłamowe), jak również od cech osobniczych pacjenta (wiek, ogólny stan zdrowia, czy też stan kości – czy zdiagnozowana została osteoporoza). W minionych latach do najpopularniejszych metod stosowanych w leczeniu złamań kości długich należały tak zwane metody konwencjonalne, jak na przykład opatrunek gipsowy. Obecnie wzrastającą popularnością cieszą się metody stabilizacji zewnętrznej [1÷3].

Głównymi wskazaniami do leczenia złamań metodą stabilizacji zewnętrznej są:

- Złamania, w których utrata kontroli nad tkankami miękkimi grozi poważnymi komplikacjami takimi jak ropienie, martwica i zaburzenia naczyniowo-nerwowe.
- Złamania, w których celowe jest stosowanie kompresji lub dystrakcji odłamów.
- Złamania współistniejące z ciężkimi obrażeniami ogólnoustrojowymi, w których ryzyko znieczulenia operacyjnego ogranicza wskazania do stabilizacji wewnętrznej.
- Złamania powikłane ropieniem, stawem rzekomym, zrostem opóźnionym lub brakiem zrostu.
- Przypadki wrodzonych lub nabytych anatomicznych zaburzeń układu narządów ruchu.
- Artrodezy [10, 11].

Pod koniec XX wieku własną metodę stabilizacji zewnętrznej, wydłużania i korekcji kształtu kości kończyn, opracował i wcielił w życie radziecki ortopeda Gawrił Abramowicz Ilizarow. Metoda ta została oparta na zjawisku osteogenezy dystrakcyjnej [1].

Konstrukcja aparatu Ilizarowa dobierana jest w sposób indywidualny dla każdego pacjenta. Dobór parametrów konstrukcyjnych stabilizatora wynika bezpośrednio z cech anatomicznych pacjenta, takich jak: budowa mięśni, przebieg ścięgien, lokalizacja nerwów oraz naczyń krwionośnych. Podstawę konstrukcji aparatu Ilizarowa stanowi układ pierścieni połączonych z poddanymi wstępnemu obciążeniu, przechodzącymi przez tkankę kostną drutami Kirchnera, które podtrzymują odłamy kostne. Stabilizator musi składać się, z co najmniej dwóch pierścieni. Pierścienie połączone są prętami teleskopowymi, które podczas procesu leczenia/wydłużania kości mogą ulegać skręceniu lub wydłużaniu. Możliwe jest rozbudowywanie konstrukcji aparatu Ilizarowa w zależności od zapotrzebowania. Do innych

elementów konstrukcyjnych można zaliczyć: półpłaszczyzny, łuki, wsporniki, uchwyty oraz grotowkręty Schanza [7, 9].

Różnorodność występujących złamań kości długich wiąże się z szeroką gamą stosowanych konfiguracji aparatu Ilizarowa. Każdy ze stabilizatorów charakteryzuje się odpowiednią sztywnością oraz stabilnością mocowania. Największą część obciążeń podczas współpracy układu stabilizator-kość przenoszą druty Kirschnera. Wiąże się to z koniecznością przyłożenia wysokiego napięcia wstępnego ze względu na ich małą sztywność. Ponieważ sztywność stabilizatora jest funkcją naprężenia drutu, to jej spadek wpływa na zdolność ramy do „opierania się” na naprężenia ścinające i oddziaływanie wysokich amplitud ruchów osiowych, które mogą w negatywny sposób wpłynąć na proces gojenia [9].

Do stymulatorów zrostu kostnego zalicza się różne wielkości o charakterze naprężeniowym, odkształceniowym oraz typu energetycznego [12÷15]. Większość z nich znajduje swoje odpowiedniki w hipotezach wyteżeniowych stosowanych w wytrzymałości materiałów. Prace części autorów (m.in. Cowina, Hegedusa, Lanyon, Rubina, Goodshipa) wykazały jednak, że dominujący wpływ na intensywność zrostu kostnego ma odkształcenie, a w szczególności: maksymalne odkształcenie, szybkość odkształcenia oraz cykliczność odkształcenia [12,14]. Reakcje tkanki kostnej w odpowiedzi na określoną wartość odkształcenia przedstawia tabela 1.

Tabela 1. Wartości progowe różnych wielkości fizycznych przyjmowanych jako stymulatory mechaniczne przebudowy tkanki kostnej [15]

Wielkość fizyczna przyjmowana jako stymulator mechaniczny	Wartość progowa sygnału stymulatora mechanicznego	Pozycja literaturowa
Naprężenia [MPa]	0,2 1,5 - 3,0 4,0	Rubin C.T., et al. (1984) Goldstein S., et al. (1991,1993) Brown T.D., et al. (1990)
Odkształcenia [$\times 10^{-4}$]	15 - 20 28 35	Frost H.M. (1982) Rubin C.T., et al. (1985) Turner C.H., et al. (1997)
Liczba cykli naprężenia (odkształcenia) na dzień	36 (dla $\epsilon = 20 \times 10^{-4}$) 100 (dla $\epsilon = 15 \times 10^{-4}$) 150 - 300 (dla $\epsilon < 5 \times 10^{-4}$)	Lanyon L.E., Rubin C.T. (1984) Rubin C.T., et al. (1984) McLeod K.J., et al. (1992)
Prędkość odkształcenia [s^{-1}]	0,00132 0,00224	Luo G., et al. (1995) Fritton S.P., et al. (2000)
Częstotliwość (chodu, biegu, itp.) [Hz]	1 - 2 20 - 30	Martin R.B., Burr D.B. (1989) McLeod K.J., et al. (1994)
Gęstość osteocytów [mm^{-2}]	1600	Marotti G., et al. (1985)

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Cel pracy

Celem pracy było zamodelowanie układu biomechanicznego złamanej kości piszczeli poddanej stabilizacji aparatem Ilizarowa o konfiguracji dwu-pierścieniowej (druty Kirschnera $\phi = 1,8$ mm pod kątem 90°).

Głównym aspektem poruszonym w pracy było porównanie na drodze analizy biomechanicznej rozkładów pól naprężeń oraz odkształceń elementów zamodelowanego układu, w zależności od fazy zrostu kostnego oraz przyjętego napięcia wstępnego drutów Kirschnera. Analizy numeryczne przeprowadzono w programie ANSYS Workbench.

2.2. Modelowanie układu kość-implant

Stworzony model kości wygenerowano na bazie zdjęć tomograficznych zdrowej kości. Uwzględniono strukturę kości trabekularnej oraz kortykałnej. Założono model liniowo-sprężysty kości o własnościach izotropowych. Złamanie zostało zamodelowane w 1/2 długości kości, poprzez zastąpienie 2-milimetrowej warstwy strukturą kostniny o zmiennych właściwościach mechanicznych. Przyjęto idealnie płaską i gładką powierzchnię złamania pod kątem 30° .

Postęp leczenia (zrost kostny) zasymulowano poprzez zmianę wartości modułu Younga kostniny (50, 100, 200, 500, 1000, 2000 [MPa]) [3 oraz założenia własne].

Poniższa tabela przedstawia przyjęte do analizy stałe materiałowe.

Tabela 2. Dane materiałowe dla tkanki kostnej zbitej oraz gąbczastej [1]

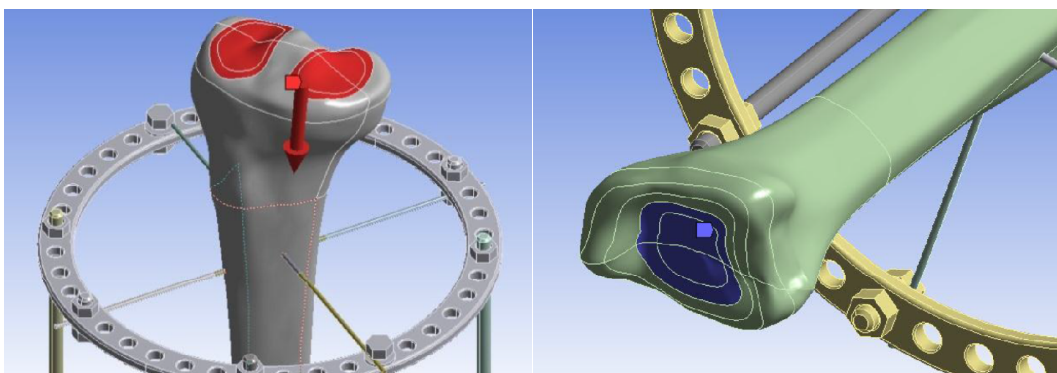
Rodzaj tkanki	Moduł Young'a [MPa]	Współczynnik Poissona	Gęstość [kg/mm^3]
Kortykałna	18000	0,3	$1,85 \cdot 10^{-6}$
Trabekularna	500	0,4	$0,6 \cdot 10^{-6}$

Na konstrukcję stabilizatora przyjęto stal nierdzewną 316L (praca w zakresie sprężystym: $E=200000$ MPa; $\nu=0,3$; $\rho=7,9 \cdot 10^{-6}$ kg/mm^3) [2, 5]. W analizach uwzględniono ciężar układu kość-stabilizator poprzez zadanie przyspieszenia grawitacyjnego. W przeprowadzanych badaniach stosowano zmienne wartości dla napięcia wstępnego drutów Kirschnera: 0, 500 oraz 1000 [N] [9].

W celu określenia relacji pomiędzy poszczególnymi elementami modelu zastosowano typ połączeń "związane" (Bonded), które symuluje połączenia gwintowe pomiędzy elementami stabilizatora oraz połączenia między drutami Kirschnera a tkanką kostną.

W obu analizowanych przypadkach przyjęto ten sam schemat obciążenia. Siły węzłowe zadane zostały równoległe do osi wzdłużnej piszczeli na górnej jej powierzchni. Założono przypadek, w którym cały ciężar ciała człowieka o masie 70 kg przenoszony jest przez jedną kończynę (założono ekstremalny przypadek obciążenia kończyny).

Układ stabilizator – kość podparto poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach na dolnej powierzchni końca dalszego kości piszczeli, co odzwierciedla stan rzeczywisty pracy kości. Nie uwzględniano wpływu stawu skokowego na stabilizację piszczeli.

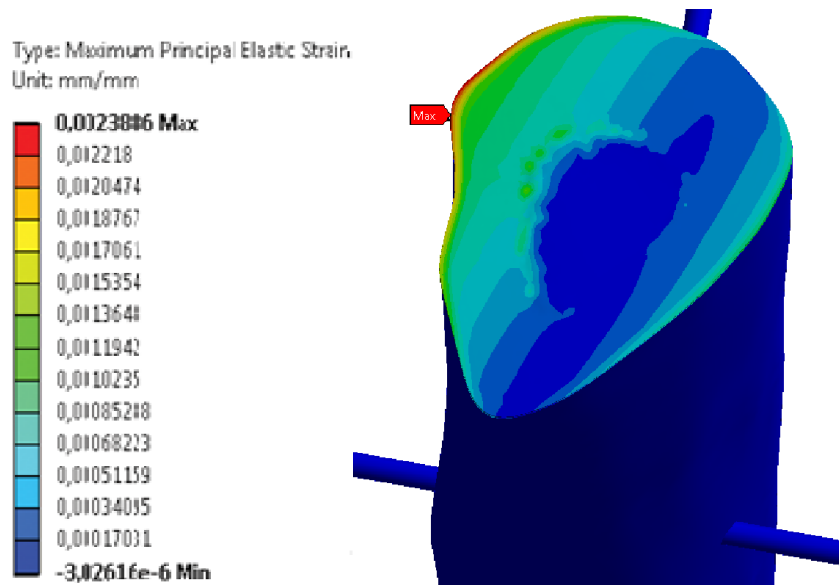


Rys. 1. Obciążenie oraz utwierdzenie układu stabilizator-kość

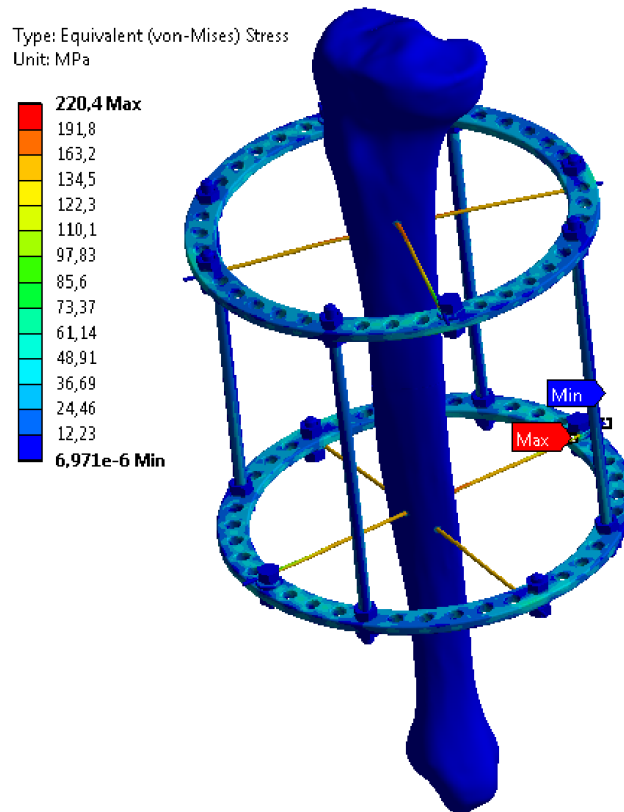
3. WYNIKI ANALIZY

Analiza wytrzymałościowa została przeprowadzona przy wykorzystaniu oprogramowania ANSYS Workbench. Obliczenia zostały przeprowadzone w oparciu o hipotezę wyężeniową Hubera oraz warunki plastyczności Hubera-Misesa.

Rysunek 2 przedstawia przykładowe rozkłady odkształcenia głównego (ekstremalna wartość odkształcenia w kierunkach głównych) w kostninie. Natomiast na rysunku 3 przedstawiono naprężenia zredukowane w stabilizatorze.

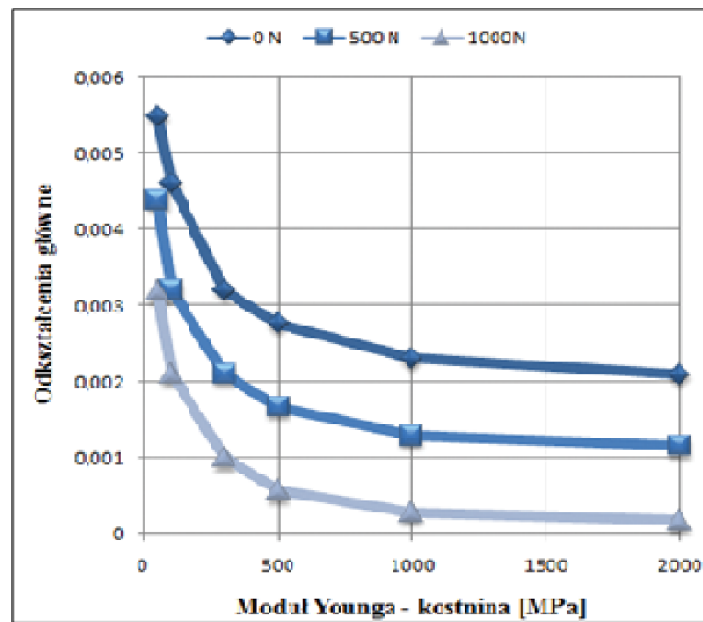


Rys. 2. Przykład rozkładu odkształceń głównych w kostninie

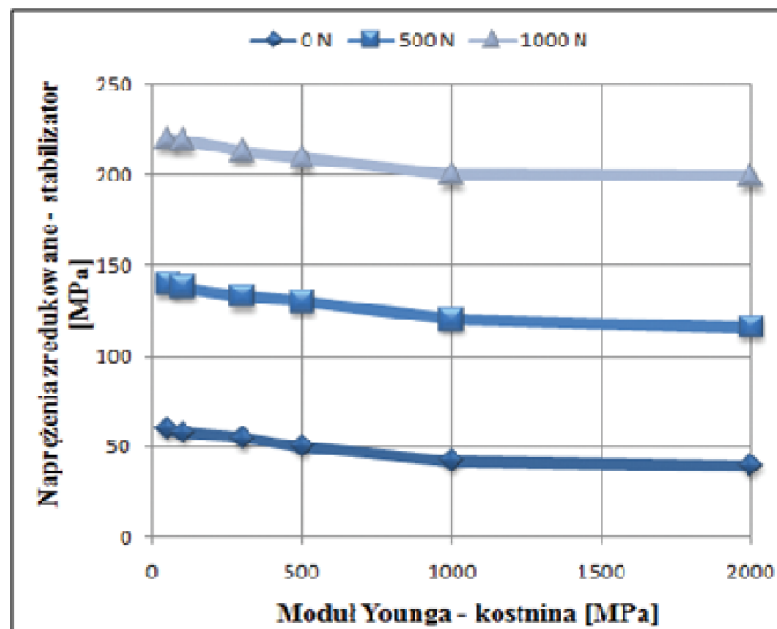


Rys. 3. Przykład rozkładu naprężeń zredukowanych w stabilizatorze

Na rysunkach 4 oraz 5 przedstawiono odpowiednio wykresy zależności odkształceń głównych w kostninie od modułu Younga kostnicy oraz naprężeń zredukowanych w stabilizatorze od modułu Younga kostnicy dla różnych napięć wstępnych drutów Kirchnera.



Rys. 4. Zależność odkształceń głównych w kostnicy od modułu Younga kostnicy dla trzech napięć wstępnych drutów Kirchnera



Rys. 5. Zależność naprężeń zredukowanych w stabilizatorze od modułu Younga kostnicy dla trzech napięć wstępnych drutów Kirchnera

4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można zauważyć, że:

- Wartości naprężenia w stabilizatorze zależą od przyjętego napięcia wstępnego drutów Kirchnera (rosną wraz ze wzrostem siły naciągu) oraz od stanu stabilizowanej kości - wraz z postępem leczenia kości udział w przenoszeniu obciążeń przez stabilizator maleje.
- Na podstawie analizy otrzymanych wyników można przypuszczać, iż w początkowej fazie gojenia, kiedy kostnica charakteryzuje się małymi własnościami mechanicznymi (niska wartość modułu Younga) i wykazuje wysoką podatność na uszkodzenia, zasadne byłoby zastosowanie wysokich napięć wstępnych drutów Kirchnera w celu zwiększenia sztywności osiowej stabilizatora, a tym samym odciążenia kostnicy.

- Wraz z poprawą stanu kostniny (zwiększająca się wartość modułu Younga) wartości odkształceń maleją i dla wszystkich przypadków zastosowanych napięć wstępnych drutów Kirschnera mieszczą się w zakresie fizjologicznym. Świadczy to o prawidłowym oddziaływaniu układu stabilizator kość.
- W obszarze zrostu kostnego dochodzi do niewielkiego lokalnego zwiększenia odkształceń, których wartości znajdują się w zakresie podwyższonego obciążenia fizjologicznego, jednakże nie powinno to w istotny sposób wpływać na proces gojenia.
- Badane rozkłady naprężeń oraz odkształceń mają podobny przebieg dla wszystkich rozpatrywanych przypadków dla poszczególnych wartości przyjętego napięcia wstępnego drutów Kirschnera. Wartości maksymalne i minimalne występują w tych samych obszarach badanego układu stabilizator-kość.

LITERATURA

- [1] Będziński R., Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
- [2] Bućko S., Forma K., Herdzina M.: System szybkiej numerycznej analizy podatności wybranych układów aparatu Ilizarowa. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 3/2009.
- [3] Deszczyński J., Szczęsny G.: Proces zrostu kości – patofizjologia i zagadnienia kliniczne, Przebieg zrostu kostnego oraz czynniki fizyczne warunkujące jego wystąpienie Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja nr 3/2000
- [4] Dziak A. Babecki J.: Złamania kości i zwichnięcia stawów. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1973
- [5] Evans F.G.: Mechanical properties of bone. Ed.C. Thomas, Springfield 1973
- [6] John A., Wysota P.: Modelowanie zmian osteoporotycznych z wykorzystaniem obrazów z tomografii komputerowej. Modelowanie Inżynierskie, 36, s. 151-158, Gliwice 2008
- [7] Krzesiński G., Kulig M.: Analiza wybranych aspektów działania stabilizatora Ilizarowa za pomocą modeli metody elementów skończonych. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Volume 5, Supplement 1, 2003, s.278-284
- [8] Narodowego Instytutu Zdrowia Publicznego Państwowego Zakładu Higieny. Tabele wynikowe Badania Chorobowości Szpitalnej Ogólnej. Liczebności i współczynniki. 2009
- [9] Zamani A.R., Oyadji S.O.: Analytical modelling of Kirschner wires in Ilizarov circular external fixator as pretensioned slender beams. J. R. Soc. Interface 2009
- [10] Żuk T., Dziak A., Gusta A.: Podstawy ortopedii i traumatologii. Warszawa: PZWL, 1980, s. 294-295
- [11] http://zkup.mchtr.pw.edu.pl/pom_dydz/abi/Wyk%B3ad_01_Kapita%B3_ludzki.pdf
- [12] Chao E., Inoue N.: Biophysical stimulation of bone fracture repair, regeneration and remodelling, European Cells and Materials, vol. 6 (2003), pp 72 - 85
- [13] Cowin S.C., Hegedus D.H.: Bone remodeling I: Theory of adaptive elasticity, Journal of Elasticity, vol. 6 (1976), pp 313 - 325
- [14] Goldstein S. A., Matthews L. S., Kuhn J. L., Hollister S. J.: Trabecular bone remodeling: An Experimental model, Biomechanics, vol. 24 (1991), pp 135 - 150
- [15] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii. Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej, seria Mechanika nr 89, Kraków 2002

FEM STRENGTH ANALYSIS OF FRACTURED TIBIA STABILIZED BY ILIZAROV FIXATOR