

PSKN zeszyt nr 39/2015 Gliwice 2015



INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ W GLIWICACH

PRACE STUDENCKICH KÓŁ NAUKOWYCH

Analiza biomechaniczna stabilizatora płytkowego kości długich z wykorzystaniem metody elementów skończonych

M. Gondzik^a, A.J. Nowak^b

^a Studentka Politechniki Śląskiej, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych

^b Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Materiałów Nanokrystalicznych i Funkcjonalnych oraz Zrównoważonych Technologii Proekologicznych

email: agnieszka.j.nowak@polsl.pl

Streszczenie: Prezentowana praca dotyczy zastosowania metody elementów skończonych w inżynierii materiałowej. W pracy skupiono się na przedstawieniu zastosowania metody elementów skończonych w medycynie. Przeprowadzono analizę numeryczną stabilizatora płytkowego zespalającego złamaną kość piszczelową. Stworzono cztery modele geometryczne stabilizatorów i przypisano im dwa rodzaje biomateriałów (AISI 316 LVM and 316 L). Tak powstałe osiem modeli obliczeniowych poddano dyskretyzacji oraz badaniom symulacyjnym z wykorzystaniem metody elementów skończonych w celu wyznaczenia naprężeń zredukowanych w elementach stabilizatora i przemieszczeń sumarycznych odłamów kostnych. Do badań symulacyjnych wykorzystane zostało oprogramowanie komputerowe ANSYS. Przeprowadzone badania wykazały najbardziej narażone na naprężenia obszary stabilizatora, oraz zobrazowały jaki wpływ na otrzymane wyniki ma rodzaj zastosowanego materiału oraz różnice geometryczne w budowie stabilizatora.

Abstract: Presented work concerns the application of finite element method in material engineering. The paper focuses on presenting the application of the finite element method in medicine. There have been made a numerical analysis of the plate stabilizer for fixation of broken tibia. There were created four geometric models of stabilizers and two types of biomaterials (AISI 316 LVM and 316 L) were assigned to them. These eight analytical models have been subject to discretization and simulation using finite element method to determine equivalent stress in the stabilizers' elements and total displacements of bone fractions. For simulation tests, ANSYS software was used. The investigations show the most vulnerable to stress areas of the stabilizer, and present the impact of the kind of material and geometric variations in the construction of the stabilizer has on the results.

Słowa kluczowe: materiały amorficzne, metody wytwarzania, synteza mechaniczna, rentgenowska analiza fazowa (XRD)

1. WSTĘP

Stabilizatory płytkowe stosowane są w praktyce klinicznej do leczenia skomplikowanych złamań kości. Najważniejszym ich zadaniem jest przeniesienie obciążenia z jednego odcinka kostnego na drugi oraz zabezpieczenie odłamów kostnych przed względnymi poprzecznymi przemieszczeniami, przy jednoczesnym zachowaniu osiowych mikroruchów odłamów. Takie elastyczne zespolenie gwarantuje możliwość cyklicznych odkształceń sprężystych kości podczas obciążenia, a wiec aktywizację zrostu kostnego [1-4].

Metoda elementów skończonych jest powszechnym narzędziem weryfikacji leczenia klinicznego. Zastosowanie oprogramowania opartego na MES przyczyniło się do postępu w zakresie modelowania układów biologicznych. Modelowanie i symulacja numeryczna za pomocą MES pozwalają na nieinwazyjną analizę zjawisk, zachodzących w żywych organizmach. W osteosyntezie stabilizatorami płytkowymi takie badania mogą być ukierunkowane na optymalizację postaci konstrukcyjnej implantów czy zastosowanie nowych biomateriałów, ale przede wszystkim ich celem jest analiza sztywności implantu względem otaczającej go struktury kostnej [5,6].

2. BADANIA

Celem pracy jest analiza biomechaniczna stabilizatora płytkowego (Zespol) z wykorzystaniem metody elementów skończonych, zespalającego złamaną kość piszczelową, obciążoną działaniem siły osiowej. Analizę wykonano dla czterech wariantów postaci konstrukcyjnej stabilizatora i dla dwóch rodzajów stali. Do obliczeń wykorzystano program komputerowy ANSYS.

Zakres pracy obejmował:

- sformułowanie modelu numerycznego,
- wykonanie obliczeń,
- wyznaczenie stanu naprężeń zredukowanych,
- wyznaczenie stanu przemieszczeń sumarycznych,
- analizę wyników.

Obiektem badań w pracy jest zespolenie złamania kości piszczelowej stabilizatorem Zespol, bez osiowego docisku odłamów. Do układu przyłożono siłę osiową o wartości 400 N. Zespolenie przyjęto jako mostujące pojedynczą płytką, gdzie stabilizator unieruchamia tylko odłamy główne, poprzez wprowadzone wkręty kostne, natomiast w przestrzeni między nimi istnieje tymczasowy ubytek kości. W tego typu zespoleniach siły działające na złamane kości przenoszone są wyłącznie przez elementy stabilizatora z powodu braku stykowego kontaktu odłamów głównych. Odległość między odłamami ustalono na poziomie 3 mm. Analizę przeprowadzono zadając płytce stabilizacyjnej dwie opcje własności materiałowych, a także rozważono cztery warianty postaci konstrukcyjnej stabilizatora, które determinował stopień uproszczenia względem modelu bazowego, katalogowego. Porównano wyniki określając rozwiązanie najlepiej spełniające warunek elastyczności zespolenia, zapewniające korzystne dla zrostu mikroruchy odłamów kostnych. Ze względu na interdyscyplinarną złożoność zagadnienia w pracy skupiono się na biomechanicznych aspektach zespolenia, nie wdając się w sferę reakcji przemiany materii ze wszystkimi skutkami typowymi dla procesów bioelektronicznych.

2.1. Model geometryczny

Model geometryczny stabilizatora powstał na bazie dokumentacji technicznej stabilizatora Zespol firmy Mikromed. Na tej podstawie opracowano cztery warianty ideowych postaci konstrukcyjnych stabilizatora. Rysunki techniczne wszystkich czterech wariantów płytek wraz z wkrętami zamieszczono w tablicy 1.

Tablica 1. Warianty postaci konstrukcyjnych śrubokrętów i płytek stabilizujących odłamy k *Table 1. Variants of screwdrivers construction and plateletS stabilizing factions k*





Wariant I najwierniej odwzorowuje katalogowy model stabilizatora. Wariant II pozbawiono podłużnego wyżłobienia w płytce dla talerzyków oporowych śrubokrętów, w wariancie III przyjęto wkręt o tej samej średnicy rdzenia gwintów metrycznego i do kości korowej. Wariant IV łączy w sobie dwie poprzednie modyfikacje (brak podłużnego wyżłobienia dla talerzyków oporowych śrubokrętów, wkręt o stałej średnicy na całej długości).

2.2. Warunki brzegowe

W rozpatrywanym modelu przyjęto następujące warunki brzegowe (rys. 1):

- unieruchomiono dolną płaszczyznę przekroju poprzecznego odłamu nakładając utwierdzenie sztywne.
- model obciążono siłą, którą przyłożono do górnej powierzchni kości w postaci równomiernie rozłożonego ciśnienia odpowiadającego wartości 400 N – 0,8049 MPa.



Rysunek 1. Warunki brzegowe: z lewej – utwierdzenie, z prawej – obciążenie *Figure 1. The boundary conditions: Left – affirmation; Right – order*

2.3. Model obliczeniowy

Stworzenie modelu obliczeniowego obejmowało zamodelowanie stabilizatora oraz odłamów kostnych. Płytkę stabilizacyjną wraz z wkrętami kostnymi wykonano w uproszczeniu na podstawie rysunku technicznego. Złamaną kość piszczelową zamodelowano jako dwa elementy rurowe o cechach geometrycznych i własnościach odpowiadających tejże kości w stopniu zbliżonym. Średnica wewnętrzna rur wynosi 33 mm, a grubość ścianki – 4 mm. Przy modelowaniu kości uwzględniono tylko tkankę zbitą, warstwę gąbczastą pominięto ze względu na relatywnie małe własności mechaniczne. W obliczeniach zaniechano także wprowadzenia lepko – sprężystych własności tkanki kostnej. Materiały kości i stabilizatora założono jako izotropowe o własnościach zamieszczonych w tablicy 2. Na stabilizator (płytka i wkręty kostne) przyjęto stale AISI 316 LVM oraz 316 L w stanie przesyconym.

Rodzaj materiału	Moduł Young'a, MPa	Wsp. Poissona	Granica plastyczności, MPa	
kość korowa	20000	0,35	100	
316 LVM	235500	0,30	590	
316 L	200000	0,33	270	

Tablica 2. Własności mechaniczne materiałów stabilizatora i kości Table 2. Mechenical properties of the stabilizer and bone materials

Dyskretyzację modelu przeprowadzono za pomocą elementu typu SOLID 95, o geometrii czworościennej, pozwalającego na odwzorowanie nieregularnych kształtów bez utraty dokładności. Element ten jest zbudowany z 20 węzłów o trzech stopniach swobody.

Model obliczeniowy zilustrowano na rysunku 2. Kolor czerwony symbolizuje przyłożoną siłę w postaci ciśnienia rozłożonego na całej grubości ścianki odłamu, odpowiadającej tkance kostnej zbitej. Kolorem niebieskim zaznaczono miejsce utwierdzenia kości.



Rysunek 2. Model obliczeniowy *Figure 2. The calculation model*

2.4. Przebieg badań

Badania przeprowadzono dla ośmiu modeli różniących się postacią konstrukcyjną i własnościami materiałowymi. Wszystkie badania miały podobny przebieg, który zostanie omówiony na podstawie modelu 7, a więc wariantu IV o własnościach stali 316 LVM.

Rozkład naprężeń we wszystkich modelach ma podobny przebieg, a maksymalne wartości występują na poziomie szczeliny złamania (rys. 3)



Rysunek 3. Rozkład naprężeń zredukowanych w całym układzie, MPa *Figure 3. The reduced stress distribution in the whole system, MPa*

Maksymalne naprężenia zredukowane koncentrują się we wkrętach (rys. 4) i otworach płytki (rys. 5) będących najbliżej szczeliny złamania, a strefą maksymalnego wytężenia elementów stabilizatora są okolice pierwszego zwoju gwintu metrycznego śrubokrętu i krawędzie otworów płytki (rys. 6).



Rysunek 4. Rozkład naprężeń zredukowanych we wkręcie, MPa Figure 4. Distribution of reduced stresses in the screw, MPa



Rysunek 5. Rozkład naprężeń zredukowanych w płytce, MPa *Figure 5. The reduced stress distribution in the plate, MPa*



Rysunek 6. Maksymalne naprężenie zredukowane występujące w płytce, MPa *Figure 6. The maximum stresses occurring in the plate reduced, MPa*

Na rysunku 7 przedstawiono przemieszczenia sumaryczne w całym układzie jednak w przeprowadzonej analizie istotne są tylko mikroruchy w szczelinie złamania (rys. 8), które sprzyjają wymianie produktów odżywczych w kości co korzystnie wpływa na zrost kostny.



Rysunek 7. Stan przemieszczeń sumarycznych w całym układzie, mm Figure 7. Condition aggregated movements throughout the system, mm



Rysunek 8. Przemieszczenia sumaryczne w szczelinie złamania Figure 8. The combined movements of the fracture gap

Naprężenia zredukowane oraz przemieszczenia sumaryczne uzyskane podczas symulacji modelu 7 zestawiono w tablicy 3.

Max naprężenia zredukowane	Max naprężenia zredukowane	Przemieszczenia sum. w szczelinie złamania, mm		
w płytce, MPa	we wkrętach, MPa	Min	Max	
519,60	459,30	0,22	1,70	

Tablica 3. Wyniki uzyskane podczas symulacji nr 7 *Table 3. The results obtained during the simulation no 7*

3. WYNIKI

Symulacje przeprowadzono dla ośmiu modeli. Poszczególne modele różniły się od siebie zastosowanym materiałem i postacią konstrukcyjną. Wynikiem badań są naprężenia zredukowane w elementach stabilizatora i przemieszczenia odłamów kostnych w szczelinie złamania. Rezultaty wszystkich symulacji zestawiono w tablicy 4. Rozkłady naprężeń zredukowanych we wszystkich modelach mają podobny przebieg, a maksymalne wartości występują we wkręcie dolnego odłamu, który jest najbliżej szczeliny złamania, bądź w otworze płytki przypadającym temu wkrętowi. Tylko w modelu 7 ta prawidłowość się nie sprawdziła, a największe naprężenia zaobserwowano w najbliższym szczelinie złamania otworze płytki odpowiadającym górnemu odłamowi. W związku z tym, można stwierdzić, że naprężenia w stabilizatorze koncentrują się na poziomie szczeliny złamania, a strefą maksymalnego wytężenia elementów stabilizatora jest kontakt wkrętów z płytką. Każdy model wykazuje korzystną ruchliwość odłamów kostnych w szczelinie złamania w zakresie 0,22÷2,10 mm.

Materiał	Postać konstrukcyjna	Model	Max naprężenie zredukowane w płytce, MPa	Max naprężenie zredukowane we wkrętach, MPa	Przemieszczenia sumaryczne w szczelinie złamania, mm	
					Min	Max
AISI 316 LVM	Wariant I	1	392,00	730,90	0,29	1,76
	Wariant II	3	243,20	782,70	0,22	1,37
	Wariant III	5	684,00	529,00	0,30	1,80
	Wariant IV	7	519,60	459,30	0,22	1,70
AISI 316 L	Wariant I	2	388,80	718,70	0,33	2,06
	Wariant II	4	246,60	772,70	0,26	1,60
	Wariant III	6	674,80	543,10	0,36	2,10
	Wariant IV	8	507,80	479,50	0,26	1,60

Tablica 4. Zestawienie wyników przeprowadzonych symulacji Table 4. Summary of the results of the simulations

4. PODSUMOWANIE

W niniejszej pracy przeanalizowano zachowanie się stabilizatora płytkowego Zespol podczas stabilizacji złamanej kończyny. We wszystkich modelach rozkład naprężeń miał ten sam

przebieg, a w większości przypadków wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych występowały na tych samych obszarach. Korzystne dla zrostu kostnego przemieszczenia w szczelinie złamania zachodziły w każdym z rozpatrywanych modeli, a wyższe wartości osiągały w stabilizatorach o własnościach stali 316 L.

Użyte w symulacji siły działające na stabilizowaną kość odzwierciedlają fizjologiczne obciążenia kończyny, ale w zależności od wykonywanych ruchów i aktywności człowieka mogą wzrastać, dlatego konieczne są badania nad zachowaniem się stabilizatora w razie większych obciążeń.

Z powodu dużych kosztów badań własności mechaniczne obu stali zaczerpnięto z literatury traktującej o biomateriałach na implanty. Chcąc uzyskać dokładniejsze wyniki symulacji należałoby wyznaczyć potrzebne dane materiałowe drogą badań, np. podczas statycznej próby rozciągania. Taki stan rzeczy zobowiązuje do krytycznej oceny uzyskanych wyników.

Warianty postaci geometrycznej stabilizatorów opracowanych na potrzeby symulacji są konstrukcjami ideowymi, które mogą nadać kierunek dalszym próbom optymalizacji ich geometrii.

5. WNIOSKI

- 1. Tylko wariant IV postaci konstrukcyjnej stabilizatora o własnościach stali AISI 316 LVM spełnia warunki stabilnego, elastycznego zespolenia, w którym obciążenie siłą 400 N nie powoduje przekroczenia granicy plastyczności użytego biomateriału.
- 2. Warunki dla korzystnego zrostu odłamów kostnych stwarza każdy z analizowanych modeli stabilizatora, ponieważ we wszystkich modelach zespoleń występują pożądane przemieszczenia odłamów kostnych w szczelinie złamania i ich wartości mieszczą się w dopuszczalnych normach.
- 3. Na przemieszczenie odłamów kostnych w szczelinie złamania wpływa ruchliwość górnego odłamu. Przemieszczenia te są zróżnicowane w każdym punkcie płaszczyzny złamania tego odłamu. Ich wartość wzrasta wraz z oddalaniem się tych punktów od płytki stabilizującej.
- 4. Bez względu na przyjętą stal (316 LVM lub 316 L) maksymalne naprężenia zredukowane w danych wariantach postaci konstrukcyjnej stabilizatora osiągają podobne wartości.

LITERATURA

- 1. R. Będziński, Biomechanika Inżynierska, zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- 2. L.A. Dobrzański, Podstawy nauki o materiałach i metaloznawstwo, WNT, Warszawa 2002.
- 3. J. Marciniak, Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2002.
- 4. M. Nałęcz, Biomateriały, tom 4. Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, 2003.
- 5. T. Zagrajek, G. Krzesiński, P. Marek, Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji. Ćwiczenia z zastosowaniem systemu ANSYS, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 2006.
- 6. O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor, The finite element method. Vol. 2. Solid mechanics, Butterworth-Heinemann, Oxford, 2000.