

Analiza biomechaniczna i optymalizacja cech konstrukcyjnych stabilizatora do leczenia złamań kości długich

M. Basiński^a, W. Kajzer^b

^a Doktorant Politechniki Śląskiej, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Technologii Procesów Materiałowych, Zarządzania i Technik Komputerowych w Materiałoznawstwie email: marcin.basinski@polsl.pl

^b Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych email: wojciech.kajzer@polsl.pl

Streszczenie: Praca została oparta na zagadnieniach omówionych już w literaturze, oraz badań własnych dotyczących analizy biomechanicznej wytypowanego implantu stosowanego do leczenia złamań kości długich na przykładzie kości piszczelowej. Główny cel pracy skupia się nad wzajemnym oddziaływaniem stanu odkształceń i naprężeń występujących w układzie: zespół stabilizatora – kość oraz jaki wpływ mają zaproponowane w pracy rozwiązania konstrukcyjne i optymalizacyjne. Przeprowadzone analizy biomechaniczne umożliwiają przeprowadzenie optymalizacji konstrukcji stabilizatora, głównie za pomocą zmian cech geometrycznych stabilizatora oraz zastosowanego biomateriału metalowego

Abstract: This document has been based on issues described in literature and own researches concerning biomechanical analysis of selected implant usage for long bones fracture treatment (on tibias example). The aim of this work is to determine the influence of recommended constructional and optimizational solutions on defined interactions between deformations and tensions appearing in system: stabiliser set – bone. Conducted biomechanical analysis lead to stabilizer's construction optimisation, mainly by its geometrical features change and biomaterial usage.

Słowa kluczowe: stabilizator kostny, analiza biomechaniczna, MES

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.

Obecnie problemy związane z leczeniem i rehabilitacją to już 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 poprawienia skuteczności leczenia oraz znacznemu skróceniu czasu jego trwania.

Po wystąpieniu złamania bardzo ważny jest późniejszy proces leczenia. Istotne jest, aby usztywnić miejsce złamania i umożliwić kości ponowny zrost. 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 wkrętów). 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.

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. 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.

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 odłamach kostnych.

2. SPOSOBY LECZENIA ZŁAMAŃ ZŁOŻONYCH

2.1. Gwoździowanie śródszpikowe

Gwoździowanie śródszpikowe jest coraz bardziej rozpowszechnioną metodą stosowaną do leczenia złamań kości długich. O skuteczności tej metody świadczą wyniki leczenia. Czas zrostu złamania jest krótki, możliwa jest wczesna i bezpieczna rehabilitacja, oraz można szybciej obciażać układ implant-kość, sprzyja skróceniu czasu co leczenia. Niebezpieczeństwo uszkodzenia implantu i zapalenia kości jest znikome. Zabieg operacyjny (mimo że trudny technicznie) jest fizycznie mniej obciążający dla zespołu operacyjnego. Utrata krwi jest niewielka i z reguły nie ma potrzeby jej uzupełniania w trakcie lub po zabiegu chirurgicznym. Czas pobytu chorego w szpitalu jest ograniczony do minimum, co (łącznie z możliwością szybszego powrotu do zdrowia oraz pracy zawodowej) znacznie

obniża koszty leczenia. Z obserwacji wynika, że po prawidłowo wykonanej śródszpikowej osteosyntezie powikłania zrostu kostnego występują sporadycznie [5].

Sposób wprowadzania gwoździa zależny jest od zlokalizowania złamania, jego typu oraz od stanu pacjenta. Gwoździe (rys. 1) można wprowadzać do kości od góry (metoda klasyczna zwana również metodą zstępującą), jak również od dołu, od strony krętarza dalszego (metoda gwoździowania wstecznego, zwana również gwoździowaniem wstecznym). Czyli, na przykład, gdy gwóźdź śródszpikowy wprowadzamy do kości udowej od strony miednicy jest to gwoździowanie metodą zstępującą, a jeżeli wprowadzamy od strony stawu kolanowego – to jest to metoda wstępująca [5].



Rys.1. Przykłady gwoździ śródszpikowych typu FIXION – IM, IL, PFN [27]: a) Fixion IM Nail, b) Fixion IL, c) Fixion PFN

2.2. Stabilizatory kostne

Stabilizatory kostne są jednym z pierwszych sposobów zespalania odłamów kostnych. Ich główną istotą jest wzajemne ustabilizowanie odłamów kostnych mający na celu ich ponowny Szeroką gamę stabilizatorów wykonuje się w różnych wielkościach wraz z zrost. śrubami mocującymi oraz narzędziami. Pierwsze metody stabilizacji usytuowane były podskórnie, co było przyczyną stosowania dodatkowych zabiegów podczas operacji jak np.: odtłuszczenia okostnej. Zabieg ten charakteryzowała duża ingerencja lekarza w środowisko tkanek głównie z powodu długiego ciecia co również miało widoczny wpływ na czas trwania zabiegu. Następstwami takich operacji był długi czas leczenia oraz inne powikłania. W latach 70-tych Polacy - prof. Witold Ramotowski i dr hab. Robert Granowski wprowadzili do leczenia nowy rodzaj płytki, która nie przylegała bezpośrednio do kości, oszczędzając tym samym ukrwienie. Stabilizacja złamania była również zapewniona przez płytkę metalową, ale była ona już zamocowana nad kością a nie bezpośrednio przy niej. Ta metoda, zwana "zespol" (rys. 2) od "zespolenie polskie", została jednak później unowocześniona już za granicą. Istnie dużo odmian takich stabilizatorów ich główną różnicą są cechy konstrukcyjne, oraz geometryczne. Jedną z ich najważniejszych zalet jest możliwość połączenia kilku płytek jednocześnie.



Rys. 2. Zestawy płytek stabilizujących: a) zestaw POLFIX, b) ZESPOL [22, 23]

Należy wspomnieć też o specjalnej odmianie płytki stabilizującej, a mianowicie o aparacie KOD (rys. 3) . Jest to specjalny stabilizator, który umożliwia regulowanie odległości pomiędzy odłamami kostnymi.



Rys. 3. Aparat KOD z grupy POLFIX [24]

Badania przeprowadzone zostały na próbkach ze stopu magnezu MCMgAl12Zn1, którego skład chemiczny przedstawiony został w tablicy 1.

3. METODYKA BADAŃ

Celem badań było określenie wpływu optymalizacji cech konstrukcyjnych wytypowanego implantu metalowego stosowanego do leczenia złamań kości długich oraz ich wpływ na wyniki analizy biomechanicznej wykonanej za pomocą systemu obliczeniowego ANSYS. Analiza biomechaniczna obejmowała wyznaczenie przemieszczeń zredukowanych L wyrażonych w mm, odkształceń zredukowanych ε wyrażonych w %, oraz naprężeń zredukowanych σ wyrażonych w MPa.

Optymalizacja cech konstrukcyjnych, mogła przebiegać według różnych kryteriów jak np.:

- zmniejszenie lub zwiększenie sztywności zespołu stabilizującego,
- zmniejszenie lub zwiększenie masy,

- zmniejszenie lub zwiększenie rozmiarów geometrycznych,
- zmniejszenie nakładów finansowych na produkcję.
- Wszystkie te kryteria, wpływają na szereg dodatkowych czynników jakimi są:
- zużycie materiału,
- komfort użytkowania zespołu stabilizującego,
- czas produkcji, generowanie kosztów,
- zmniejszenie czasu produkcji poszczególnych elementów,
- zakres zastosowania gotowego zespołu stabilizującego.

Ważnym aspektem było też zastosowanie takich elementów które będą kompatybilne, dla szeregu różnych rozwiązań stabilizatorów kostnych. Praca ta opiera się na kryterium zmniejszenia masy, dzięki czemu uzyskane zastaną dodatkowe czynniki: m.in.:

- zmniejszenie kosztów,
- szybszy czas produkcji.

Z całego zespołu stabilizującego, największe zużycie materiału występuje w samej płytce stabilizującej, więc to ona została poddana optymalizacji. Elementy montażowe stabilizatora, będą mogły współpracować z innymi zestawami płytek kostnych.

3.1 Budowa modelu geometrycznego

Idea postępowania:

- przygotowanie kilku wariantów geometrycznych implantu oraz ich weryfikacja,
- wybór określonego modelu implantu,
- określenie cech geometrycznych modelu kości piszczelowej,
- sposób połączenia implantu z modelem kości,
- zatwierdzenie całego modelu do analiz.



Rys. 4. Weryfikowane postacie geometryczne implantu: a) wariant 1, b) wariant 2, c) wariant 3

Pierwszym krokiem podjętym po wytypowaniu kości długiej (piszczel) w opracowaniu modelu było: określenie jaki implant metalowy stosowany do leczenia złamań kości długich będzie odpowiedni. Na tej podstawie, wytypowanym rodzajem implantu: jest stabilizator kostny, zwany płytką kostną. Po określeniu rodzaju implantu, kolejnym etapem było przygotowanie kilku wariantów postaci geometrycznych płytki kostnej (rys. 4) o parametrach podanych w tablicy 1.

Tablica 1.

Parametry geometryczne weryfikowanych modeli podane w milimetrach								
Parametr geometryczny	Model							
	А	В	С					
Długość l, mm	180	180	176					
Szerokość d, mm	16	18	16					
Wysokość h, mm	7	6	6					
Średnica otworu Φ , mm	5	5	5					
Promień wcięcia r, mm	-	-	30					
Rozmieszczenie otworów	Proste	Naprzemienne	Proste					



Rys. 5. Graficzne przedstawienie określonych cech kości piszczelowej: a) widok ogólny, b) widok od strony stawu skokowego, c) szczelina złamania

Następnym aspektem związanym z wykonaniem modelu było określenie geometrii kości piszczelowej, a dokładnie trzonu kości piszczelowej. Na podstawie wykonanych pomiarów

oraz uśredniania uzyskanych wyników, model kości wraz ze złamaniem przedstawiony został na rysunku 5 oraz podanych parametrach geometrycznych pokazanych w tablicy 2.

Tablica 2.

Geometryczne cechy moderu kości podane w n	linneuacii
Parametr geometryczny	Model
Długość l, mm	320
Średnica kości od stawu kolanowego Φ_1 , mm	46
Średnica kości od stawu skokowego Φ_2 , mm	30
Średnica kanału szpikowego Φ_3 , mm	12
Szerokość szczeliny złamania l ₁ , mm	0.2

Geometryczne cechy modelu kości podane w milimetrach

W trakcie konstruowania modelu określony został zamierzony sposób implantacji płytki kostnej. W wyniku umieszczenia stabilizatora kostnego poza organizmem, a nie w jego wnętrzu został opracowany odpowiedni sposób montażu implantu ze złamaną kością (rys. 6).



Rys. 6. Graficzne przedstawienie sposobu montażu stabilizatora z kością

Końcową postać modelu, po złożeniu wszystkich elementów oraz odpowiedniemu połączeniu ich ze sobą została zatwierdzona i przygotowana do dyskretyzacji na elementy skończone.

Elementami wspólnymi dla optymalizowanych modeli są: model kości, wkręt i nakrętka, które nie zmieniają swojej postaci geometrycznej dla wszystkich modeli.

Wszystkie modele posiadają stałe cechy geometryczne jak: odległość pomiędzy wkrętami (20 mm), wysokości mocowania stabilizatora od osi kości (55 mm), głębokość wcięcia przewężenia (2 mm).

Celem była optymalizacja konstrukcji, która w głównej mierze miała wpłynąć na zmniejszenie masy całego zestawu stabilizującego. Dzięki takiemu warunkowi zostały osiągnięte dodatkowe cele takie jak np.:

- zmniejszenie zużycia materiału,
- poprawa komfortu pacjenta (mniejsza masa mniejszy wysiłek),
- zmniejszenie kosztów.

Tablica3.

Wymiary geometryczne optymalizowanych płytek stabilizujących

Model	C	C	C	C	C ₅	C ₆	C_7	C_8	C ₉
Parametr	C_1	C_2	C_3	C4					
Długość l, mm	176	166	155	176	176	176	176	176	176
Szerokość d, mm	16	16	16	15	14	16	16	16	16
Wysokość h , mm	6	6	6	6	6	5	4	6	6
Przewężenie l ₁ , mm	30	30	30	30	30	30	30	35	40

3.2 Budowa modelu obliczeniowego

Cały model przygotowany w kartezjańskim układzie odniesienia został poddany dyskretyzacji na elementy typu SOLID 95. Jego charakterystyczną cechą jest liczba punktów węzłowych, która wynosi 20 o trzech stopniach swobody. Dzięki temu uzyskany obraz po dyskretyzacji nie odbiega od założonych cech geometrycznych modelu. Dodatkowo każde elementy układu podzielone zostały według różnych wielkości:

- wkręty oraz nakrętki 1,5
- stabilizator kostny 2,5
- kość 8,5

Tak podzielone poszczególne części modelu osiągnęły łączną liczbę ok. 130 000 elementów skończonych. Przygotowany model został obciążony siłą 1000 N działającą pionowo w dół, dolna część kości została pozbawiona wszystkich stopni swobody, oraz założono kontakt pomiędzy odłamami kostnymi w miejscu złamania. Wszystkie te działania miały na celu odzwierciedlenie pracy zaimplantowanego stabilizatora na wskutek nacisku osoby ważącej 100 kg (rys.7) na złamaną kość. Tak przygotowany model poddano analizie biomechanicznej dla dwóch różnych materiałów metalowych (a, b) o określonych ograniczeniach pokazanych w tablicach 4 i 5. Model kości, wspólny dla wszystkich obliczeń charakteryzują własności mechaniczne [14]:

- moduł Younga: E = 18600 MPa,
- liczba Poissona: v = 0,3
- a) Stal Cr Ni Mo [27] tablica 4.
- b) stop Ti 6Al 4V [28] tablica 5.

Tablica 4.

Własności stali Cr-Ni-Mo [27]

Materiał	Wytrzymałość na rozciąganie R _m , MPa	Granica plastyczności R _{p0,2} , MPa	Przewężenie Z, %	Wydłużenie A, %	Moduł sprężystości E, GPa	Współczynnik Poissona v
Cr-Ni-Mo	min. 650	min. 450	min. 16	min. 8	200	0,33

Tablica 5.

Własności stopu Ti-6Al-4V [28]

Materiał	Wytrzymałość na rozciąganie R _m , MPa	Granica plastyczności R _{p0,2} , MPa	Przewężenie Z, %	Wydłużenie A, %	Moduł sprężystości E, GPa	Współczynnik Poissona v
Ti6-Al4-V	960-970	850-900	min. 20	min. 10	110	0,33



Rys. 7. Postać gotowego modelu po dyskretyzacji oraz ustaleniu określonych ograniczeń

3.3 Wyniki analizy numerycznej

W dalszej części pracy dyskretyzowane modele zostały poddane analizie numerycznej. W przypadku każdego modelu poszczególne mapki, przedstawiające uzyskane wyniki są do siebie zbliżone. Uzyskane Metodą Elementów Skończonych wyniki oparte są na hipotezach wytrzymałościowych Hubera i von Misesa, dzięki którym możliwe jest wyznaczenie zredukowanych wartości: przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń. Dla każdego modelu zostały wykonane 3 analizy:

- analiza przemieszczeń zredukowanych,
- analiza odkształceń zredukowanych,
- analiza naprężeń zredukowanych.

4. ANALIZA WYNIKÓW

Wyniki analizy numerycznej uwzględniające założony program optymalizacyjny uzyskane dla dwóch analizowanych biomateriałów, z których wykonano zespół stabilizujący wykazały podobieństwo. Mianowicie większość zabiegów optymalizacyjnych, w podobny sposób wpłynęła na analizowane modele. Na przykładzie przemieszczenia zarówno dla stali Cr-Ni-Mo jak i stopu Ti-6Al-4V, wszystkie podjęte zabiegi zmniejszające poszczególne wymiary zwiększały przemieszczenia, jednocześnie zwiększając odkształcenia. Naprężenia zredukowane σ wzrastały, przy zmianie długości, szerokości oraz promienia przewężenia stabilizatora, natomiast na skutek zmiany grubości, naprężenia zredukowane σ malały.

Przemieszczenia zredukowane dla stopu Ti-6Al-4V były mniejsze niż przemieszczenia dla tych samych modeli wykonanych ze stali Cr-Ni-Mo (rys.8), a ich największe wartości występowały dla obu materiałów w modelach C_6 i C_7 . Maksymalne przemieszczenia zredukowane L dla wszystkich modeli znajdowały się na trzonie kości w jej górnej części (rys. 8).



Rys. 8. Graficzne przedstawienie wyników przemieszczeń na całym układzie dla wszystkich analizowanych modeli

Najmniejsze przemieszczenia zredukowane dla całego układu zostały wyznaczone dla modelu C_1 , gdzie wyniosły one L = 0,3465 mm w przypadku stali Cr-Ni-Mo oraz L = 0,2660 mm dla TI-6Al-4V. Dla pojedynczych elementów najmniejsze przemieszczenia zredukowane odnotowywane były na wkrętach i nakrętkach, natomiast największe znajdowały się na kości w jej górnej części, zarówno dla Cr-Ni-Mo jak również stopu Ti-6Al-4V. Wszystkie zabiegi optymalizacyjne zmniejszające wymiary geometryczne stabilizatora nie powodowały przekroczenia wartości granicznych zarówno dla elementów metalowych jak również, dla kości.

Podobnie jak w przypadku przemieszczeń zredukowanych, porównując wyniki ze względu na zastosowany materiał można było zaobserwować (rys.9), że odkształcenia zredukowane były niższe dla stali Cr-Ni-Mo niż, dla stopu Ti-6Al-4V. Największe wartości wyznaczone gdzie maksymalne odkształcenie zostały dla modelu C_1 , zredukowane dla Cr-Ni-Mo wyniosło $\varepsilon = 0,1191$ %, a dla stopu Ti-6Al-4V, $\varepsilon = 0,1236$ %. W modelach optymalizowanych ($C_2 \div C_9$), maksymalne odkształcenia zredukowane dla pojedynczych modeli były dużo większe dla stopu Ti-6Al-4V, a ich maksima znajdowały się na elementach metalowych. Odkształcenia zredukowane w modelu kości nie przekraczały wartości $\varepsilon = 0.06\%$ dla obu zastosowanych materiałów. Zastosowanie stopu tytanu na zespół stabilizatora generuje większe odkształcenia w kości niż zespół stabilizatora wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo. Najmniejsze odkształcenia zredukowane znajdowały się na płytce stabilizującej, a ich wartości zawierały się w przedziałach: $\varepsilon = 0.0089 \div 0.0264$ % dla Cr-Ni-Mo oraz $\varepsilon = 0,008 \div 0,033$ % dla Ti-6Al-4V. Należy zwrócić uwagę na to, że płytka kostna na swojej górnej powierzchni jest rozciągana, a na dolnej powierzchni ściskana. Dla wkrętów i nakrętek odkształcenia zredukowane ε zależą też, od odległości w jakiej znajdują się od szczeliny złamania. Największe odkształcenia były usytuowane na elementach bliższych szczelinie złamania i zawsze skierowane w jej stronę.



Rys. 9. Maksymalne wartości odkształceń zredukowanych σ dla wszystkich modeli

Analizując naprężenia zredukowane (rys. 10) można zauważyć, że zmniejszenie długości (C₂, C₃) oraz szerokości (C₄, C₅) względem modelu głównego (C₁) stabilizatora kostnego wpływa na naprężenia zredukowane zwiększając ich wartości. Zmniejszając model stabilizatora o 20 mm, naprężenia wzrastają dla stali o $\Delta \sigma = 45$ MPa, natomiast dla stopu Ti o $\Delta \sigma = 24$ MPa. Zwężając model stabilizatora z wymiaru d = 16 mm (C₁), do d = 14mm (C₅) naprężenia zredukowane wzrastają o $\Delta \sigma = 25$ MPa dla stali Cr-Ni-Mo oraz $\Delta \sigma = 15$ MPa dla stopu Ti-6Al-4V.



Rys. 10. Maksymalne naprężenia zredukowane σ dla poszczególnych modeli

Maksymalne naprężenia zredukowane w całym układzie występują na wkrętach oraz nakrętkach (tab.6).Naprężenia zredukowane wyznaczone na kości zawierają się w przedziałach $\sigma = 7,5 \div 22$ MPa dla Cr-Ni-Mo oraz $\sigma = 9,5 \div 23$ MPa dla Ti-6Al-4V, z czego przy samej szczelinie złamania nie przekraczają wartości $\sigma = 6,5$ MPa dla stali chromowej oraz $\sigma = 3,3$ dla stopu Ti. Naprężenia zredukowane w elemencie kości występują głownie, na powierzchniach styku z wkrętami kostnymi, natomiast w przypadku zastosowanego biomateriału największe naprężenia zredukowane generowane były przy połączeniu ze sobą poszczególnych elementów metalowych.

Tablica 6.

Ma	aksymal	lne wartości	naprężeń	zredu	kowanyc	hσd	la na	krętel	k oraz w	krętów
----	---------	--------------	----------	-------	---------	-----	-------	--------	----------	--------

Naprężenia		Model								
zredukow σ, MPa	ane a	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9
Cr-Ni-	W	113	45,5	49	44	29	28	24	18	44
Mo	Ν	65	150	152	133	102	79	99	61	127
Ti-6Al-	W	84	31	33	32	21	19,5	19	15	30
4V	Ν	48	107	106	101	74	60	81	51	94

W - wkręt, N - nakrętka, C1÷C9 - optymalizowane modele

Wartości wyznaczonych naprężeń dla dwóch biomateriałów spełniają zależność wynikającą ze statycznej próby rozciągania, z której wynika że: dla materiałów o różnych modułach sprężystości E, przy tych samych przemieszczeniach L i odkształceniach ε uzyskuje się różne wartości naprężeń (rys. 11).



Rys. 11. Graficzne przedstawienie zależności naprężeń zredukowanych σ od odkształceń zredukowanych ϵ , dla materiałów o różnych modułach sprężystości E

5. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych analiz biomechanicznych można stwierdzić, że:

1. W każdym pojedynczym przypadku analizowanych modeli wartości naprężeń zredukowanych zarówno dla stali Cr-Ni-Mo oraz Ti-6Al-4V nie przekraczają wartości maksymalnych dla poszczególnego materiału, dzięki temu na tej podstawie wszystkie modele mogą zostać poddane dalszym badaniom.

2. Stop Ti-6Al-4V uzyskuje mniejsze wartości przemieszczeń zredukowanych L oraz naprężeń zredukowanych σ dla analizowanych modeli.

3. Wszystkie zabiegi optymalizacyjne zwiększają wartości przemieszczeń zredukowanych L.

4. Największe nieścisłości pomiarowe uzyskano dla modelu C_8 i model ten traktowany jest jako wadliwy.

5. Przemieszczenia L jak i odkształcenia ε dla analizowanych materiałów są bardzo podobne do siebie, różnią się wzajemnie o ułamki milimetra, natomiast największe różnice są dla wyznaczonych naprężeń zredukowanych σ .

6. Największe wartości przemieszczeń zredukowanych L odnotowywane są na modelu kości, natomiast odkształcenia zredukowane ε oraz naprężenia zredukowane σ na elementach stabilizatora kostnego (wkręt, nakrętka).

7. Zabieg optymalizacyjny zmniejszający długość stabilizatora zwiększa wartości naprężeń zredukowanych dla obydwóch analizowanych biomateriałów o wartość $\Delta \sigma = 45$ MPa dla Cr-Ni-Mo oraz $\Delta \sigma = 23$ MPa dla stopu Ti-6Al-4V.

8. Zabieg optymalizacyjny zmniejszający szerokość stabilizatora zwiększa wartość naprężeń zredukowanych dla obydwóch analizowanych biomateriałów o wartość $\Delta \sigma = 25$ MPa dla Cr-Ni-Mo oraz $\Delta \sigma = 15$ MPa dla stopu Ti-6Al-4V.

9. Zmniejszając wysokość stabilizatora zmniejsza się wartość naprężeń zredukowanych: $\Delta \sigma = 20$ MPa dla Cr-Ni-Mo oraz $\Delta \sigma = 6$ MPa dla stopu Ti-6Al-4V.

10. Z uzyskanych wyników można zaproponować geometryczne rozwiązanie stabilizatora o mniejszych rozmiarach i użycia na jego wykonanie materiału Ti-6Al-4V, dzięki czemu zostaną spełnione wszystkie założenia optymalizacyjne:

• zmniejszenie zużycia materiału,

- zmniejszenie masy zespołu stabilizatora kostnego,
- poprawa komfortu użytkownika stabilizatora,
- zmniejszanie kosztów (odnosi się do pod konkretny materiał użyty do wykonania stabilizatora, przy którym zostały zastosowane zabiegi optymalizacyjne).

LITERATURA

- 1. J. C. Thompson, F. H. Netter, A. Dziak, Atlas anatomii ortopedycznej Nettera, wydawnictwo Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2007, s. 180 200.
- 2. T. Bąk: Fizjologia złamań Narząd ruchu, Publikacja na portalu www.nursi.071.pl.
- 3. Tylman Donat, A. Dziak, Traumatologia narządu ruchu t.1, s. 30 65.
- 4. T. S. Gaździk, Złamania, Publikacja na portalu www.poradnikmedyczny.pl (http://www.poradnikmedyczny.pl/mod/archiwum/290_z%C5%82amania.html), 20.11.2000.
- 5. J. Marciniak, W. Chrzanowski, A. Krauze, Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyntezie. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006, s. 15-120.
- 6. K. Wójcik, T. Gaździk, T. Barańska, M. Nolewajka, Gwoździowanie śródszpikowe z ryglowaniem w powikłaniach zrostu. Ortopedia. Traumatologia. Rehabilitacja, Nr 3 / 2000, s. 4-8.
- 7. K. Wójcik, Gwoździowanie śródszpikowe zamknięte z ryglowaniem złamań trzonu kości udowej. Ortopedia. Traumatologia. Rehabilitacja. Nr 1 / 2000, s. 15-16.
- E. Steinberg, N. Blumberg, S. Dekel, The Fixion Proximal Femur Nailing System: Biomechanical Properties of the Nail and Cadaveric Study. Journal of Biomechanics, 38 / 2005, s. 63-68.
- 9. J. Marciniak, Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
- 10. J. Marciniak, Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- 11. ISO 5832-1:1997 "Implants for surgery Metallic materials Part 1: Wrought stainless steel.
- 12.ISO 5832-1:1997 "Implants for surgery Metallic materials Part 4: Cobaltchromium-molybdenum casting alloy.
- 13. T. Zagrajek, G. Krzesiński, P. Marek, Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji, Oficyna wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2006.
- 14. J. W. Błaszczyk, Biomechanika kliniczna, podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii, Wyd. Lekarskie PZWL, Warszawa 2004
- 15. www.promedic.webd.pl/pl/ortopedyczna_pl.html.
- 16. www.upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/e4/Bone_cross-section-pl.svg
- 17. www.mikromed.pl/
- 18. www.mikromed.pl/
- 19. www.mikromed.pl
- 20. Norma: PN-ISO 5832-1:1997/Apl:1999. Wszczepy dla chirurgii. Materiały metalowe. Stal nierdzewna do przeróbki plastycznej.
- 21. Norma: ASTM F1472. Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium for Surgical Implant Applications.