

ANALIZA NUMERYCZNA ŚRUBY BIKORTYKALNEJ DO UNIERUCHOMIENIA SZCZĘKOWO-ŻUCHWOWEGO Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

Magdalena Grygiel^{1a}, Agata Górawska²,
Zbigniew Paszenda^{1b}, Marcin Basiaga^{1c}

¹*Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska*

^a*magdalena.grygiel@polsl.pl*, ^b*zbigniew.paszenda@polsl.pl*, ^c*marcin.basiaga@polsl.pl*

²*Studenckie Koło Naukowe „Synergia” Wydziału Inżynierii Biomedycznej*

Streszczenie

Zastosowanie śrub bikortykalnych do unieruchomienia szczękowo-żuchwowego jest powszechnym rozwiązaniem w chirurgii twarzowo-szczękowej. Stabilizacja żuchwy za pomocą śrub bikortykalnych posiada liczne zalety, m.in. jest mało skomplikowaną metodą, bezpieczną dla chorego. Aspekty biomechaniczne zachodzące w tego typu stabilizacji odłamów kostnych nie są nazbyt szeroko omawiane w literaturze. W pracy autorzy przeprowadzili analizę biomechaniczną śrub bikortykalnych stosowanych do unieruchomienia żuchwy z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Dokonali analizy stanu przemieszczeń osiowych i naprężeń zredukowanych z uwzględnieniem przeznaczenia funkcjonalnego dla dwóch typów materiału śruby: stali Cr-Ni-Mo oraz stopu tytanu Ti-6Al-4V. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono mniejsze wartości naprężeń zredukowanych w przypadku zastosowania śrub IMF wykonanych ze stali Cr-Ni-Mo.

Słowa kluczowe: śruba bikortykalna, unieruchomienie szczękowo-żuchwowe, metoda elementów skończonych, MES

NUMERICAL ANALYSIS OF BICORTICAL SCREW TO MAXILLOMANDIBULAR TRANSALVEOLAR FIXATION USING FINITE ELEMENTS METHOD

Summary

The use of bicortical screws to immobilize the maxillo-mandibular joint is a common solution in maxillofacial surgery. Stabilization of the jaw by means of bicortical screws has numerous advantages: is not very complicated method, safe for the patient. Biomechanical aspects of place in this type of stabilization of the bone fragments are not too widely discussed. The authors conducted an analysis of bicortical screws used to immobilize the mandible using the finite element method. Analyzed the state of displacement and stress of taking into account the functional purpose for the two types of bolt material: stainless Cr-Ni-Mo and titanium alloy Ti-6Al-4V. On the basis of obtained results in less stress values when using IMF screws made of stainless Cr-Ni-Mo.

Keywords: bicortical screw, IMF, intermaxillary fixation, finite elements method

1. WSTĘP

Specyficzne umiejscowienie żuchwy i jej anatomiczny kształt powodują, że jest jedną z najczęściej uszkodzanych kości twarzy, szczególnie podczas wypadków samochodowych – tak donoszą statystyki ze szpitali chirurgii urazowej. Dlatego też unieruchomienie szczęk jest istotnym elementem wielu zabiegów w chirurgii szczękowo-twarzowej. Jednym z podstawowych sposobów leczenia w traumatologii jest stabilizacja odłamów kostnych [1, 2].

Już Hipokrates w V w p.n.e. propagował unieruchomienie szczęk poprzez ich bandażowanie. Celsus wiązał złamane szczęki włosiem końskim, a Paweł z Egidy drutem. Do czasów współczesnych nie powstał prosty, w pełni zadowalający, szybki i tani sposób unieruchomienia szczękowo-żuchwowego. Stosowane powszechnie szyny nazębne są czasochłonne w zakładaniu i obciążające dla pacjenta. Utrudniają utrzymanie higieny jamy ustnej i sprzyjają stanom zapalnym przyzębia. Stanowią potencjalne zagrożenie dla lekarza (wysokie ryzyko zakłucia się, skaleczenia). Stosowane w niektórych krajach unieruchomienie szczęk z wykorzystaniem stałych aparatów ortodontycznych pozbawione jest części niedogodności szyn nazębnych, jednak ma węższe wskazania. Jest także droższe i bardziej czasochłonne [3]. Szukając korzystniejszych metod unieruchomienia szczękowo-żuchwowego opracowano pod koniec lat 80. XX wieku fiksację za pomocą śrub bikortykalnych, zwanych też śrubami IMF (intermaxillary fixation) [4]. Śruby bikortykalne to samogwintujące się wkręty kostne ze specjalnymi kanałami krzyżującymi się pod kątem prostym, umieszczonymi w części wystającej ponad poziom błony śluzowej. Dzięki tym kanałom możliwe jest zamontowanie drutu do wyciągu szczękowo-żuchwowego. Typowym miejscem implantacji śruby jest wyrostek zębodołowy szczęki i część zębodołowa żuchwy w przestrzeniach pomiędzy korzeniami zębów (14-12, 22-24, 32-34, 42-44) [1]. Liczbę i rozmieszczenie śrub IMF dobiera się w zależności od typu, miejsca złamania oraz od preferencji lekarza [2].

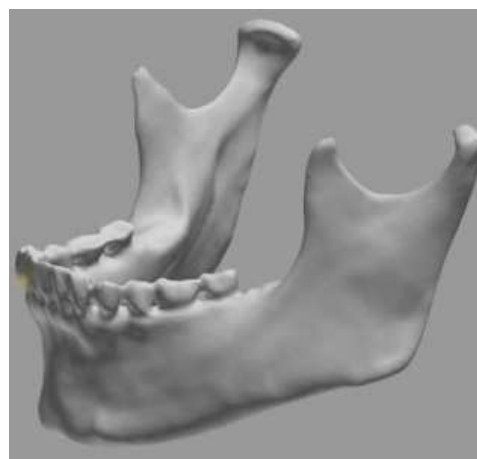
W skład pełnego zestawu do fiksacji za pomocą śrub wchodzi: śruby bikortykalne, drut oraz instrumentarium – wiertło, śrubokręt oraz imadło i nożyce do drutu [3]. Śruby są dostępne w typoszeregach, różniąc się wielkością oraz średnicą [4].

Ogólnie rzecz ujmując, śruby IMF są bardzo użyteczne, zadowalające i doskonalsze od poprzednich metod unieruchomienia szczękowo-żuchwowego. Są bezpieczne i oszczędzają czas technika oraz stomatologa. Niemniej jednak w literaturze niewiele miejsca poświęcono zagadnieniom biomechanicznym tego typu stabilizacji odłamów kostnych, a przede wszystkim analizie stanu przemieszczeń i naprężeń zredukowanych z uwzględnieniem przeznaczenia funkcjonalnego. Tego

rodzaju analiza stanowi podstawę do optymalizacji cech geometrycznych oraz doboru własności mechanicznych materiału metalowego. W większości prac prezentowane są zagadnienia dotyczące badań klinicznych tego typu zespolenia. Z tego względu w niniejszej pracy przeprowadzono analizę numeryczną śrub bikortykalnych stosowanych do unieruchomienia żuchwy z wykorzystaniem metody elementów skończonych [5-10].

2. METODYKA

W celu przeprowadzenia badań stworzono trójwymiarowy obraz żuchwy za pomocą ręcznego skanera 3D, firmy RevScan (rys. 1). Model żuchwy został uproszczony (uwzględniono tylko część koronową). Do wykonania analizy numerycznej niezbędne było również opracowanie modelu geometrycznego śruby bikortykalnej (rys. 2.).



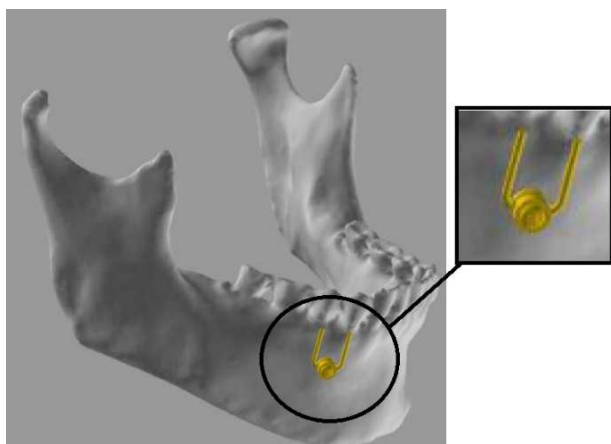
Rys. 1. Trójwymiarowy model żuchwy otrzymany za pomocą skanera 3D



Rys. 2. Opracowany model śruby bikortykalnej

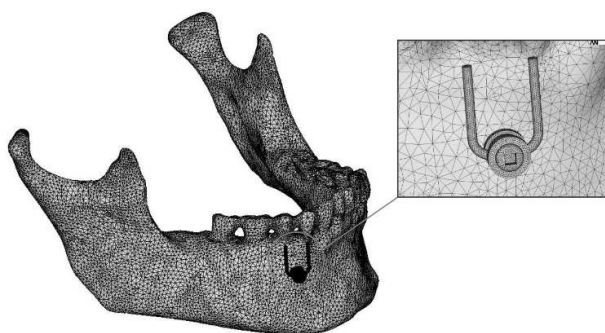
Z typoszeregu wymiarowego, do badań wytypowano śrubę o średnicy $d = 2\text{mm}$ i długości $l = 11\text{mm}$. Następnie opracowano model geometryczny układu

śruba-żuchwa-drut (rys. 3.). Śruba umiejscowiona została pomiędzy przestrzeniami zębów 32-34.

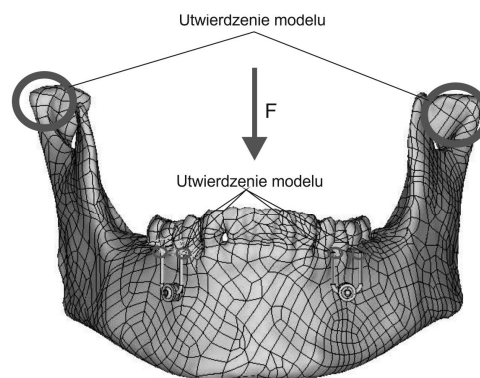


Rys. 3. Model geometryczny układu śruba-żuchwa-drut

Dla tak opracowanych modeli geometrycznych wygenerowano siatkę do obliczeń metodą elementów skończonych. Dyskretyzację przeprowadzono za pomocą elementu typu SOLID 187 (286 660 elementów). Jest to element o 10 węzłach i trzech stopniach swobody występujących w osiach X, Y, Z. W miejscach, gdzie przewidywano występowanie największych naprężeń zredukowanych, zagęszczono siatkę – rys. 4. Następnie nadano warunki brzegowe, które z odpowiednią dokładnością odwzorowywały zjawiska, zachodzące w układzie rzeczywistym. Zasymulowano siły działające na śrubę z zakresu $F = 50 \div 150$ N. Wektory siły zaczepione zostały w węzłach na powierzchni zębów, prostopadle do ich powierzchni tnących. Uwzględnione siły miały na celu symulację rozwarcia żuchwy, przy którym nastąpi jej zniszczenie. Model utwierdzono w okolicy wyrostka kłykciowego żuchwy oraz na powierzchni drutów w celu zasymulowania połączenia z górną częścią wyciągu szczękowo-żuchwowego (rys. 5).



Rys. 4. Model układu po dyskretyzacji



Rys. 5. Model analizowanego układu z uwzględnieniem warunków brzegowych

Na potrzeby analizy przyjęto następujące dane materiałowe [11-15]:

- stal Cr-Ni-Mo: $E = 200$ GPa, $\nu = 0,35$;
- stop tytanu Ti-6Al-4V: $E = 110$ GPa, $\nu = 0,35$;
- żuchwa: $E = 18,6$ GPa, $\nu = 0,30$.

Zakres przeprowadzonej analizy obejmował wyznaczenie stanu przemieszczeń osiowych i naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera von Misesa w elementach układu śruba-żuchwa-drut

3. WYNIKI

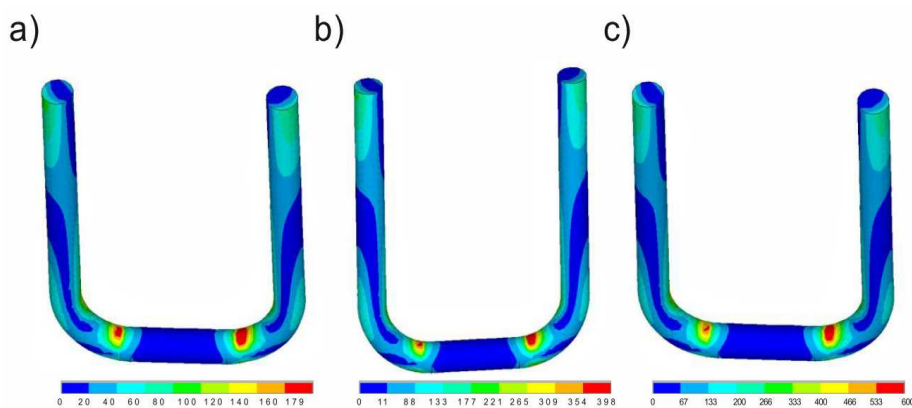
Wyniki analizy numerycznej zamodelowanego układu szczeka-żuchwa-drut, dla różnych sił działających na układ oraz dla różnych materiałów śruby bikortykanej, przedstawiono w tab. 1. Graficzne przedstawienie wyników analizy numerycznej naprężeń zredukowanych o różnej wartości siły dla drutu stalowego oraz wykonanego ze stopu tytanu przedstawiono na rys. 6-7, natomiast naprężenia zredukowane w śrubie bikortykanej (stalowej i ze stopu tytanu) oraz w kości żuchwy zobrazowano na rys. 8-9. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że największe wartości naprężeń zredukowanych występują w śrubie bikortykanej wykonanej ze stopu tytanu przy obciążeniu układu maksymalną siłą $F = 150$ N. Wartość ta wynosiła 618 MPa i zlokalizowana była w otworze przez który przechodzi drut – tab.1, rys.9. Z kolei najmniejsze wartości naprężeń zredukowanych otrzymano dla kości żuchwy. Wartość ta wynosiła = 123 MPa i zlokalizowana była w strefie kontaktu ze śrubą (tab.1, rys.9).

Niezależnie od zastosowanego materiału drutu uzyskane wartości naprężeń zredukowanych były zbliżone – tab. 1.

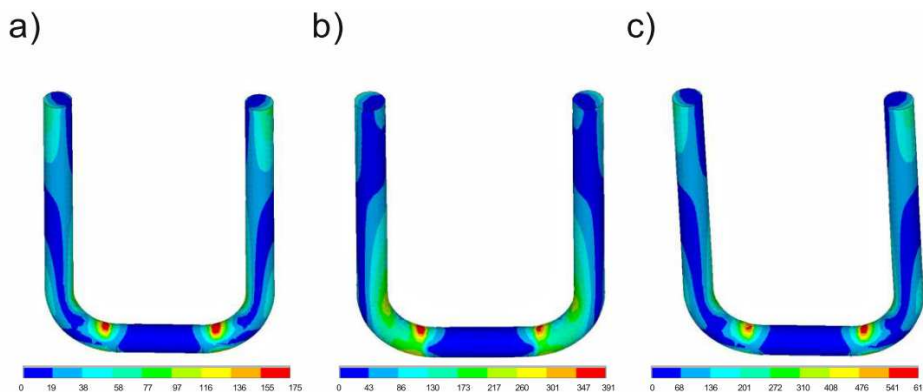
Dodatkowo stwierdzono, że wartości naprężeń zredukowanych dla układu śruba-żuchwa-drut w którym elementy wykonane są ze stali Cr-Ni-Mo charakteryzują się niższymi wartościami (tab.1, rys.6, 8). Z racji niewielkich wartości przemieszczeń osiowych w pracy nie przedstawiono mapy ich rozkładów.

Tab. 1. Wartości naprężeń zredukowanych i przemieszczeń osiowych uzyskanych podczas analizy MES

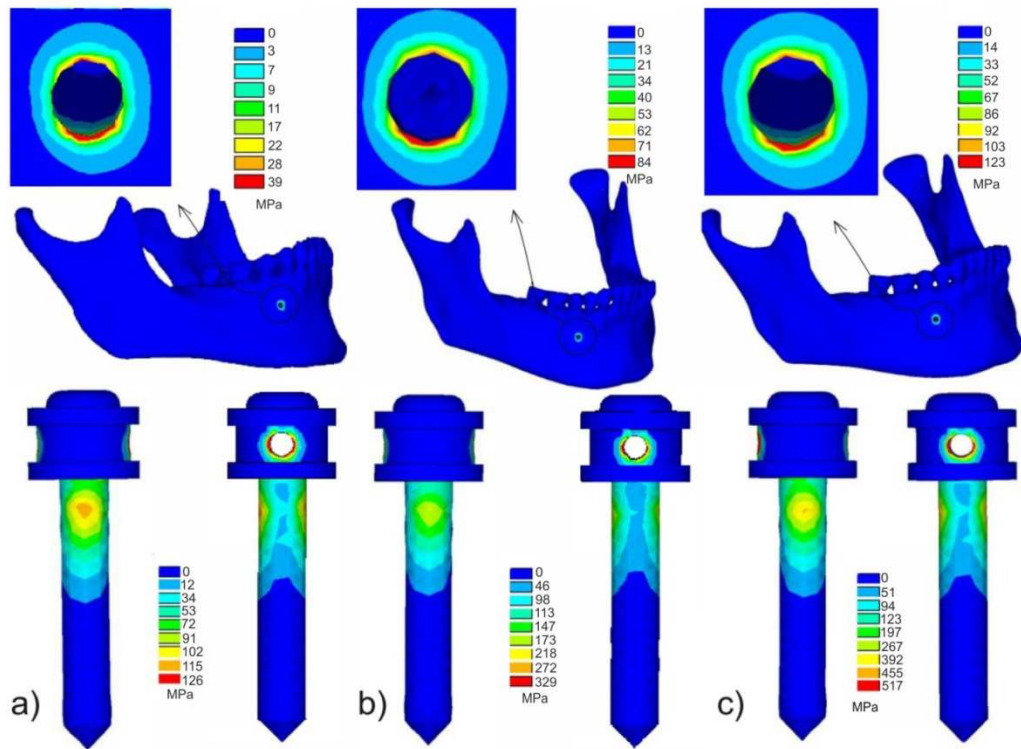
Rodzaj materiału	Element układu	Naprężenie zredukowane σ_{max} , MPa			Przemieszczenie osiowe Δl , mm		
		Siła F, N			Siła F, N		
		50	100	150	50	100	150
Stal Cr-Ni-Mo	śruba	122	329	517	0,012	0,22	0,35
	dрут	179	398	600	0,007	0,13	0,19
	kość	39	84	123	0,013	0,18	0,36
Stop Tytanu Ti-6Al-4V	śruba	126	404	618	0,016	0,34	0,52
	dрут	175	391	613	0,013	0,02	0,03
	kość	53	105	165	0,011	0,30	0,50



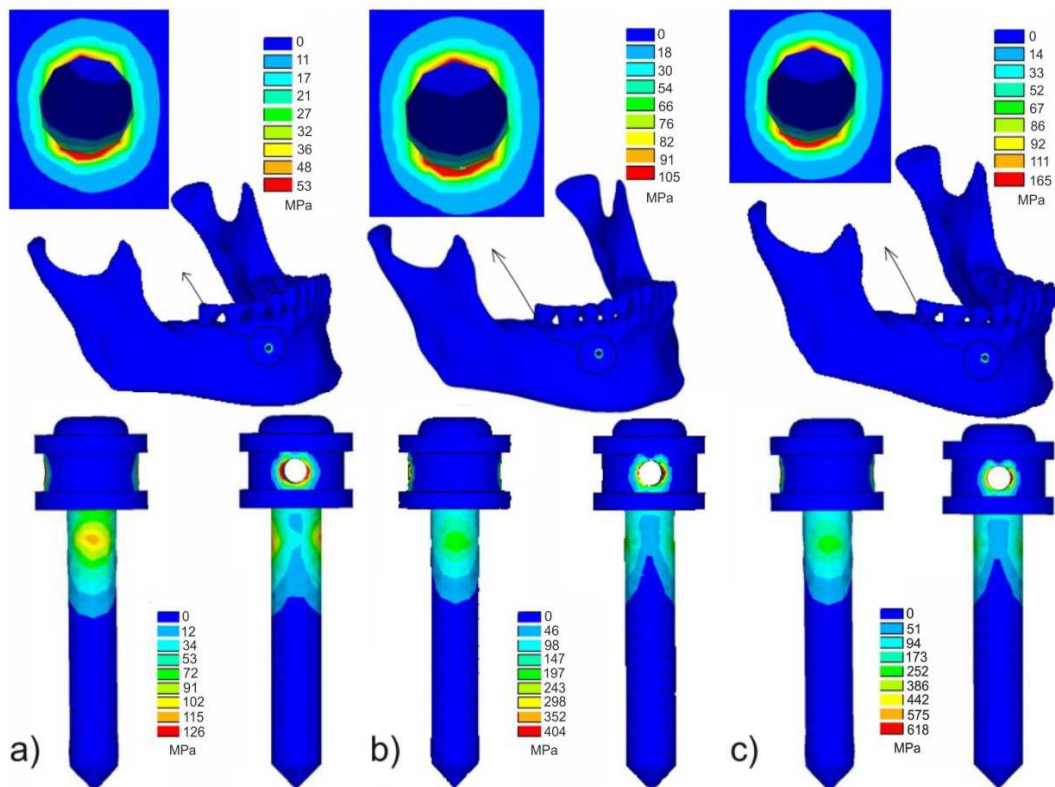
Rys. 6. Wyniki analizy numerycznej naprężeń zredukowanych w drucie stalowym (Cr-Ni-Mo) podczas obciążania układu siłą
a) F = 50N, b) F = 100N, c) F = 150N



Rys. 7. Wyniki analizy numerycznej naprężeń zredukowanych w drucie wykonanym ze stopu tytanu podczas obciążania układu siłą
a) F = 50N, b) F = 100N, c) F = 150N



Rys. 8. Naprężenia zredukowane występujące w śrubie bikortycznej stalowej oraz w kości żuchwy podczas obciążania układu siłą a) $F = 50\text{N}$, b) $F = 100\text{N}$, c) $F = 150\text{N}$



Rys. 9. Naprężenia zredukowane występujące w śrubie bikortycznej tytanowej oraz w kości żuchwy podczas obciążania układu siłą a) $F = 50\text{N}$, b) $F = 100\text{N}$, c) $F = 150\text{N}$

4. PODSUMOWANIE

Jedną z najnowocześniejszych metod unieruchomienia szczękowo-żuchwowego jest fiksacja za pomocą śrub bikortykalnych, zwanych też śrubami IMF. W większości prac prezentowane są zagadnienia dotyczące badań klinicznych tego typu zespolenia. Przykładem mogą być badania T. Piętki [1], który zastosował śruby bikortykalne do leczenia złamań żuchwy oraz w chorobach stawu skroniowo-żuchwowego. Badania przeprowadził na grupie pacjentów ze złamaną żuchwą bez przemieszczenia odłamów. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdził, że we wszystkich przypadkach uzyskano stabilne unieruchomienie żuchwy. Pacjenci nie zgłaszali dolegliwości bólowych. Natomiast w kilku przypadkach doszło do nieznacznego obłuzowania się mocowanych śrub. Dlatego też bardzo ważne jest przeprowadzenie analizy biomechanicznej z uwzględnieniem analizy stanu przemieszczeń i naprężeń w elementach analizowanego układu. Dane literaturowe niewiele miejsca poświęcają właśnie tym zagadnieniom. Dlatego też celem przeprowadzonej pracy była analiza numeryczna śruby bikortykalnej do unieruchomienia szczękowo-żuchwowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych.

Na podstawie przeprowadzonej analizy stwierdzono, że zastosowanie śrub bikortykalnych wykonanych ze stali Cr-Ni-Mo generuje mniejsze naprężenia zredukowa-

ne zarówno w śrubie, jak i w żuchwie, dzięki czemu ryzyko uszkodzenia struktury kości jest o wiele mniejsze. W przypadku zastosowania śruby ze stopu tytanu przy obciążeniu układu siłą $F=150\text{N}$ naprężenia zredukowane w żuchwie przekroczyły wartość wytrzymałości kości na ściskanie ($R_c = 150\text{ MPa}$), co w efekcie może doprowadzić do jej uszkodzenia. Dla analizowanych sił z zakresu $F = 50\div 150\text{ N}$ działających na układ nie zachodzi ryzyko uszkodzenia struktury śruby IMF. W żadnym z przypadków nie została przekroczona granica plastyczności stopu tytanu ($R_{p0,2} = 780\text{ MPa}$) ani stali Cr-Ni-Mo ($R_{p0,2} = 690\text{ MPa}$), co gwarantuje pracę układu w zakresie sprężystym. Dodatkowo na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono porównywalny rozkład naprężeń zredukowanych dla drutu wykonanego zarówno ze stali Cr-Ni-Mo oraz stopu tytanu Ti-6Al-4V. Zaobserwowano również niewielkie wartości przemieszczeń osiowych niezależnie od zastosowanego układu.

Przeprowadzona analiza stanowi podstawę doboru optymalnych cech geometrycznych analizowanej śruby bikortykalnej, jej własności mechanicznych oraz stopnia umocnienia biomateriału, z którego są wykonane.

Literatura

1. Piętka T., Domański W., Biernacka B., Brożyna B., Przybysz J., Krzymański G.: Unieruchomienie szczękowo-żuchwowe z zastosowaniem przedwyrastkowych śrub bikortykalnych. „Czas Stomatologa” 2005, nr 12, tom LVIII, s. 906 - 910.
2. Neligan P., Rodriguez E., Losee J.: Plastic Surgery. Vol. Three: Craniofacial, Head and Neck Surgery Pediatric Plastic Surgery 2012, 3rd Edition, Elsevier.
3. Govoni F. A., Pistilli R., Piccolino P., Cassoni A., Matteini C.: Maxillo-mandibular fixation by monocortical screws. Clinical indications and surgical methods. „Minerva Stomatol.” 1999, No. 48, Vol. 3, p. 93 - 96.
4. Arthur G., Berardo N.: A simplified technique of maxillo-mandibular fixation. “J. Oral Maxillofac. Surg.” 1989, No. 47, p. 1234 - 1235.
5. Praca zbiorowa pod red. Tejszerskiej D., Światońskiego E., Gzika M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Gliwice 2011; Radom: Wydawnictwo ITE - PIB, 2011.
6. Nilesh K., Karandikar S.: IMF screws as an alternative to arch bar fixation in management of mandibular fracture. “International Journal Of Dental Clinics” 2011, No.3, Vol. 1, p. 82 - 83.
7. Grotowski T., Grotowska M.: Implantacja natychmiastowa w leczeniu implantoprotetycznym przypadków trudnych klinicznie. Część I. „Magazyn stomatologiczny” 2011, nr 9. s.34 - 36.
8. Chladek, W.: Przyczyny mechanicznego niszczenia jednoczęściowych bikortykalnych wszczepów dentystrycznych. „Inżynieria Materiałowa” 2007, nr 2, Vol. 28, s. 79 - 83.
9. Herman, J. Cieślík, T.: Zastosowanie śrub bikortykalnych w chirurgii ortognatycznej. „Inżynieria Materiałowa” 2003, nr 30-33, R. 6, s. 115 - 117.
10. Cieślík, T.: Chirurgia szczękowo-twarzowa wczoraj, dzisiaj, perspektywy rozwoju. „Inżynieria Materiałowa” 2001, nr 15-16, R. 4, s. 27 - 31.
11. Basiaga M., Paszenda Z., Szewczenko J., Kaczmarek M.: Numerical and experimental analysis of drills used in osteosynthesis. “Acta of Bioengineering and Biomechanics” 2011, Vol. 13, No. 4, p.29 - 36.

12. Kiel M., Marciniak J., Basiaga M., Szewczenko J.: Stress and displacement analysis of spine stabilizer. "Engineering of Biomaterials" 2010, No. 96-98, p. 44 - 48
13. Basiaga M., Paszenda Z.: Strength analysis of surgical drills by means of finite element method. "Engineering of Biomaterials" 2009, No. 89-91, Vol XII, p. 93 - 97.
14. Górawska A., Basiaga M.: Analiza numeryczna śruby bikortykalnej do unieruchomienia szczękowo-żuchwowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Majówka Młodych Biomechaników. Materiały konferencyjne (płyta CD) 2013, s.39 - 40.
15. Loska S., Paszenda Z., Basiaga M., Kajzer W.: Analiza numeryczna wkładu koronowo-korzeniowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych. „Postępy inżynierii biomedycznej” 2013, s. 251 - 261.