

Katarzyna KUTRZUBA, Magdalena KROMKA-SZYDEK, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

MODELOWANIE I ANALIZA MES IMPLANTU STOMATOLOGICZNEGO POD ODBUDOWĘ UZĘBIENIA

Streszczenie: W artykule przedstawiono wyniki analizy MES modelu żuchwy wraz z wszczepionym implantem stomatologicznym. Przeprowadzona analiza miała na celu zbadanie interakcji pomiędzy tkanką kostną żuchwy a wszczepem śródkostnym poprzez określenie rozkładu naprężeń w żuchwie i implancie, odkształceń oraz przemieszczeń występujących w obu elementach przy ich funkcjonalnym obciążeniu. Uwzględniono różne sposoby zamodelowania tkanki kostnej oraz zbadano różnice w funkcjonowaniu zespołu żuchwa – implant, wynikające z zastosowania różnych materiałów przy produkcji łącznika implantu.

Słowa kluczowe: implant stomatologiczny, MES, żuchwa

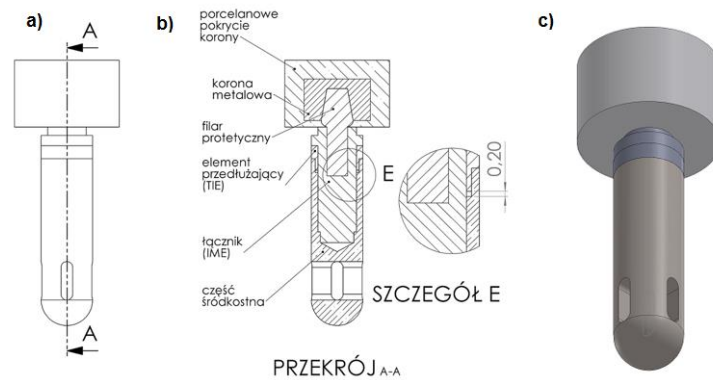
1. WSTĘP

Problem braków zębowych dotyczy ludzi w różnym wieku. Zaopatrzenie protetyczne pozwala na rekonstrukcję brakującego uzębienia, lecz nie zawsze możliwe jest odtworzenie pełnej funkcjonalności układu stomatognatycznego. Aby zapobiec resorpcji kości szczęk i stymulować ich funkcjonalną przebudowę, konieczne jest występowanie w nich naprężenia. Najlepsze wyniki daje zaopatrzenie protetyczne oparte na wszczepach śródkostnych. W celu zbadania oddziaływania pomiędzy tkanką kostną a implantem przeprowadza się liczne testy przedkliniczne, które często w początkowym stadium bazują na analizach metodami komputerowymi. Najczęściej stosowaną i najbardziej uznaną metodą jest Metoda Elementów Skończonych (MES). W pracy przedstawiono wyniki analizy MES przykładowego systemu implantacyjnego w celu określenia jego interakcji z tkanką kostną.

2. PROCES MODELOWANIA SYSTEMU IMPLANTACYJNEGO

2.1. Model implantu stomatologicznego.

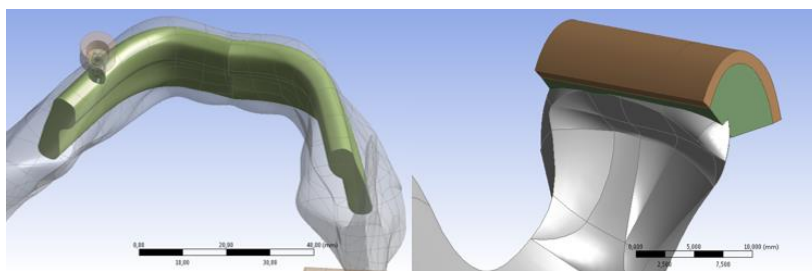
Model implantu stworzony został w oparciu o system implantacyjny IMZ Original 4.0 w oprogramowaniu SolidWorks 2013. Aby ułatwić analizę wprowadzono uproszczenia polegające głównie na pominięciu nagwintowań poszczególnych komponentów. Takie uproszczenie może spowodować wystąpienie koncentracji naprężeń na skutek innego przenoszenia naprężenia przez części implantu oraz zmiany pola powierzchni przylegania komponentów pomiędzy sobą. Stworzony model zobrazowano na rysunku 1.



Rys. 1. Model implantu. Rzut boczny (a), przekrój (b), model przestrzenny (c)

2.2. Złożenie żuchwa – implant. Modyfikacje bryły żuchwy

W istniejącym modelu żuchwy należało wykonać niezbędne modyfikacje, pozwalające na połączenie z modelem implantu oraz na przeprowadzenie analizy w sposób poprawny, m.in. zamodelowanie łoża kostnego, uproszczonych stawów skroniowo – żuchwowych, wypełnienie otworów przelotowych implantu dopasowaną bryłą oraz wyodrębnienie z żuchwy części reprezentującej strukturę trabekularną. Wszelkie operacje modyfikacji żuchwy wykonano w programie ANSYS Workbench 12.1. Operacji złożenia modelu kości żuchwy oraz implantu dokonano poprzez użycie odpowiednich wiązań pomiędzy krawędziami elementów w programie SolidWorks 2013. Modyfikacje modelu żuchwy oraz złożenie przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Złożenie żuchwa-implant z wyodrębnioną strukturą trabekularną (z lewej) oraz model uproszczonego stawu skroniowo-żuchwowego (z prawej)

3. ANALIZA MES

2.3. Przygotowanie analizy MES

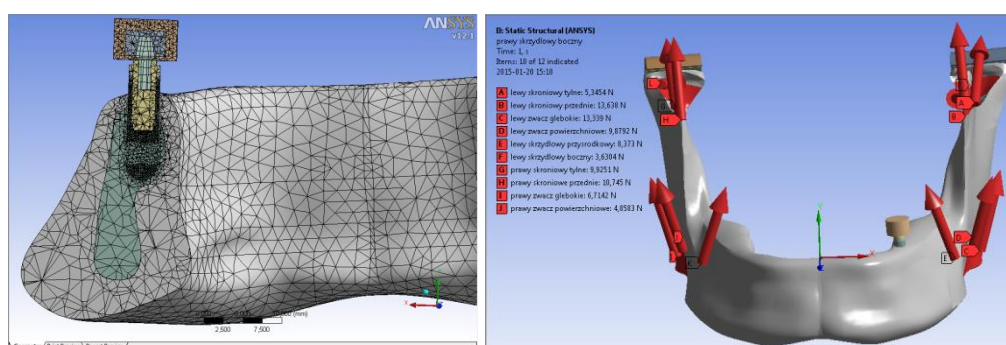
W badaniach przedstawiono wyniki dla modeli, w których kość żuchwy zamodelowano jako materiał ortotropowy homogeniczny, a także z wyodrębnioną strukturą trabekularną i korową dla kości zdrowej oraz przy założeniu występowania osteoporozy. Modele różniły się także rodzajem materiału łącznika (tytan oraz polioksymetylen). Wartości modułu Younga E , modułu Kirchhoffa G oraz liczby Poissona ν materiałów wykorzystanych w analizach zostały przyjęte w oparciu o dane literaturowe (Ichim et al. 2006, Nagasao 2009, Tie et al. 2006, Milewski et al. 2010, Huang et al. 2007, Mishra et al. 2011). Dla żuchwy zdrowej (izotropowej): struktura korowa $E=15000$, $\nu=0.3$, struktura trabekularna $E=1500$, $\nu=0.3$. Dla żuchwy osteoporotycznej (izotropowej): struktura korowa $E=14700$, $\nu=0.3$, struktura trabekularna $E=490$, $\nu=0.3$. Dla żuchwy zdrowej (ortotropowej): $E_{11}=11300$, $E_{22}=12500$, $E_{33}=25000$, $G_{12}=3900$, $G_{13}=4800$, $G_{23}=5700$, $\nu_{12}=\nu_{21}=0.433$,

$v_{23}=v_{32}=0.229$, $v_{13}=v_{31}=0.236$. Pozostałe materiały użyte w modelu zdefiniowano jako materiały izotropowe: polioksymetylen $E=3450$, $\nu=0.35$, kość skroniowa $E=15000$, $\nu=0.32$, krążek stawowy $E=50$, $\nu=0.45$, porcelana $E=70000$, $\nu=0.19$, tytan $E=116000$, $\nu=0.34$.

Należało także odpowiednio zmodyfikować siatkę elementów skończonych, aby poprawić jej parametry, usuwając elementy silnie zdegenerowane.

Schemat obciążenia odpowiadał siłom wywieranym przez mięśnie żwaczowe w rejonie zębów bocznych. Zamodelowano pracę poszczególnych mięśni: skroniowego (z podziałem na włókna tylne i przednie), żwacza (z podziałem na włókna głębokie i powierzchniowe), skrzydłowego przyśrodkowego oraz skrzydłowego bocznego. Miejsca działania sił określono na podstawie występowania anatomicznych przyczepów mięśni. Wartości działającego obciążenia zostały przyjęte za literaturą (Nagasao, 2009) uwzględniając nacisk w rejonie zębów bocznych. Uwzględniono także asymetrię wartości działających sił, która wynika z braku występowania naturalnych więzadeł w rejonie implantu, a co za tym idzie podwyższonych wartości obciążeń zgryzowych. W badaniach przyjęto uproszczenie oparte na uśrednieniu wartości oraz kierunków działania poszczególnych sił mięśniowych. Ze względu na brak możliwości przyłożenia sił do pojedynczych węzłów siatki na importowanej geometrii w programie ANSYS Workbench 12.1, posłużono się powierzchniami w obrębie kości żuchwy, które najlepiej odzwierciedlały rozmieszczenie i obszar przyczepu poszczególnych mięśni.

Model utwierdzono na powierzchniach kości skroniowej w stawach skroniowo – żuchwowych oraz na powierzchni korony implantu. Sposób obciążenia modelu oraz widok siatki przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 3. Sposób obciążenia modelu (z lewej) oraz widok siatki (z prawej)

2.4. Wyniki analizy

W tabeli 1 przedstawiono klasyfikację modeli użytych do analizy wraz z opisem. Modele w poszczególnych grupach różniły się pomiędzy sobą jedynie materiałem łącznika IME, zaś grupy wydzielono ze względu na różne sposoby zamodelowania kości żuchwy. Przedstawiona numeracja modeli obowiązuje w całej pracy.

Tabela 1. Klasyfikacja oraz opis modeli użytych do analizy

		Sposób zamodelowania kości żuchwy	Materiał łącznika IME
Grupa 1	Model 1	Budowa homogeniczna, m.ortotropowy	Tytan
	Model 2	Budowa homogeniczna, m.ortotropowy	Polioksymetylen
Grupa 2	Model 3	Podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Tytan

	Model 4	Podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Polioksymetylen
Grupa 3	Model 5	Osteoporoza, podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Tytan
	Model 6	Osteoporoza, podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Polioksymetylen

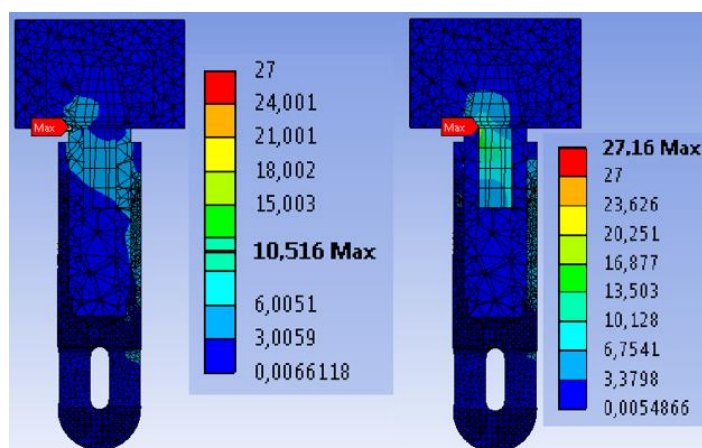
Na podstawie przeprowadzonej analizy zauważono, że zastosowanie łącznika wykonanego z polioksymetylenu skutkuje przeniesieniem naprężeń na filar protetyczny, a także wzrostem maksymalnych wartości naprężenia zredukowanego nawet o 61%. Wartości maksymalne naprężenia zredukowanego σ_{HMH} dla poszczególnych komponentów modelu zebrano w tabeli 2.

Tabela 2. Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego

	Naprężenie zredukowane σ_{HMH} [MPa]					
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Kość korowa			4,49	5,25	5,78	5,58
K. trabekularna	4,07	4,56	0,54	0,51	0,35	0,33
Wszczep	9,13	13,63	10,01	15,35	14,07	15,57
Element TIE	6,71	10,53	7,41	10,82	7,60	10,98
Łącznik IME	10,52	2,77	9,29	2,83	9,71	2,84
Filar	5,96	27,16	4,72	25,71	4,77	25,76
Korona metalowa	4,11	5,52	3,19	5,31	3,15	5,30
K. porcelanowa	6,99	8,85	5,90	8,88	6,00	9,03

Z danych przedstawionych w tabeli 2 wynika, że dla modeli z podziałem na struktury trabekularną i korową (3-6), najmniejsza wartość naprężenia zredukowanego σ_{HMH} wystąpiła w strukturze trabekularnej, zaś największa we wszczepie i tytanowym łączniku IME. Dla modeli z kością o budowie homogenicznej (1 i 2), największe wartości naprężenia σ_{HMH} występują w łączniku IME (łącznik tytanowy) lub elemencie przedłużającym TIE (dla modelu z łącznikiem polioksymetylenowym).

Na rysunku 4 przedstawiono przykładowe uzyskane mapy rozkładu naprężenia σ_{HMH} w obrębie implantu.



Rys. 4. Przykładowe mapy rozkładu naprężenia σ_{HMH} w obrębie implantu dla modelu 1 (z lewej) oraz modelu 2 (z prawej)

Maksymalne wartości bezwzględne przemieszczeń kierunkowych zebrano w tabeli 3.

Tabela 3. Maksymalne wartości bezwzględne przemieszczeń kierunkowych dla implantów

	U_x (max) [mm]	U_y (max) [mm]	U_z (max) [mm]
Model 1	0,0002	0,0004	0,0010
Model 2	0,0006	0,0012	0,0007
Model 3	0,0008	0,0005	0,0008
Model 4	0,0007	0,0013	0,0005
Model 5	0,0008	0,0005	0,0008
Model 6	0,0008	0,0013	0,0005

Przemieszczenia występujące w implancie są niewielkie (max. 0,0013 mm względem osi Y), co świadczy o poprawności zakotwiczenia implantu w kości. W przypadku przemieszczeń względem osi Y widać wyraźny wzrost ich wartości dla analogicznych modeli z łącznikiem z tworzywa sztucznego niż dla modeli z łącznikiem tytanowym (wzrost o ok. 70%).

Analizie poddano również intensywność odkształceń występujących w kości żuchwy. Wartości maksymalne intensywności odkształcenia ϵ_{int} przedstawiono w tabeli 4.

Tabela 4. Wartości maksymalne intensywności odkształceń

		Wartości maksymalne intensywności odkształceń ϵ_{int} [$\times 10^{-4}$]
Grupa 1	Model 1	3,09
	Model 2	4,59
Grupa 2	Model 3	2,57
	Model 4	2,75
Grupa 3	Model 5	4,41
	Model 6	4,29

Zamodelowanie struktury kostnej jako bryły homogenicznej prowadzi do uzyskania niemiernodajnych wyników, ze względu na występowanie zjawiska remodelingu kości jedynie w strukturze trabekularnej. Dla pozostałych modeli otrzymane wartości mieszczą się w zakresie podanym w literaturze (Milewski 2002) jako świadczącym o równowadze fizjologicznej tkanki kostnej, potwierdzając równocześnie fizjologiczny charakter obciążenia. Dla modeli 5 i 6 reprezentujących żuchwę przy założeniu występowania w niej osteoporozy zauważyć można niemal dwukrotny wzrost wartości intensywności odkształceń w stosunku do modeli z grupy 2 (kość zdrowa). Większe wartości intensywności odkształceń w przypadku grupy 3 w stosunku do modeli grupy 2 świadczyć mogą o charakterze lekko podwyższonego obciążenia fizjologicznego, co może skutkować wzrostem fazy mineralnej tkanki kostnej, a co za tym idzie, wpływać korzystnie na utrzymanie wszczepu.

4. WNIOSKI

Przeprowadzona analiza daje podstawy do sformułowania następujących wniosków: sposób zamodelowania kości żuchwy ma znaczący wpływ na otrzymane wyniki – nieuwzględnienie podziału kości na struktury korową i trabekularną uniemożliwia zbadanie intensywności odkształceń, a tym samym określenie odpowiedzi tkanki kostnej na zadane obciążenie, użycie zaopatrzenia protetycznego opartego na wszczepach może przynieść pozytywne skutki w leczeniu osteoporozy w rejonie kości żuchwy poprzez zwiększenie obciążenia, które w odpowiednim zakresie stymuluje zjawisko remodelingu,

przemieszczenia występujące w implancie są marginalne, co potwierdza poprawność sposobu zamodelowania stabilnego połączenia pomiędzy wszczepem a kością żuchwy, zastosowanie polioksymetylenu do produkcji łączników w systemach implantacyjnych może przynieść niekorzystne skutki w zakresie interakcji pomiędzy elementami implantu m.in. powoduje przenoszenie naprężenia na filar protetyczny, a także wzrost maksymalnych wartości naprężenia zredukowanego nawet o ok. 60%.

LITERATURA

- [1] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków, 2002
- [2] Chladek W. et al.: Ocena wyężenia kości żuchwy w obszarach oddziaływania wybranych typów implantów stomatologicznych, Mat. XIII Szkoły Biomechaniki, AWF w Poznaniu, 1996
- [3] Ichim I., Swain M.V., Kieser J.A.: Mandibular stiffness in humans: Numerical predictions, *Journal of Biomechanics*, vol. 39, 2006, p.1903–1913
- [4] Nagasao T.: Biomechanical Evaluation of Implant Placement In the Reconstructed Mandible, *Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 24, 2009, p.999-1005
- [5] Tie Y, Wang DM, Ji T, Wang CT, Zhang CP.: Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts, *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, vol. 34, no. 5, 2006, p. 290-298
- [6] Huang HL et al.: Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 22, no.4, 2007, p. 551-562
- [7] Mishra M et al.: Finite element study on the effect of abutment length and material on implant bone interface against dynamic loading, *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 3, no.3, 2011, p.140-144

MODELLING AND FINITE ELEMENT ANALYSIS OF DENTAL IMPLANT FOR DENTITION RECONSTRUCTION

Abstract: Finite Element Analysis was performed in ANSYS Workbench 12.1 for model of mandible with dental implant. It allowed to define stress distribution in bone and components of dental implant according to the way in which the bone was modeled. Other examined parameters were directional strain and equivalent elastic deformation. The influence of the material type used in implant components production was also checked in this work. It was found that the use of polyoxymethylene connector caused raise of equivalent stress in the implant. Tests showed that the way of bone modelling significantly affected on the results.