



Złamanie kości żuchwy – porównanie numeryczne wariantów stabilizacyjnych

Jakub J. Słowiński

Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-372 Wrocław, tel.: +48 320 47 83, e-mail: jakub.slowinski@pwr.edu.pl

Wprowadzenie

Kość żuchwy jest jedną z najczęściej łamanych kości ludzkiego organizmu, a w obrębie twarzoczaszki co trzecie złamanie dotyczy właśnie tej kości. Jej wyeksponowanie i brak naturalnych oston sprawia, że w momencie urazu twarzoczaszki to właśnie żuchwa stanowi pierwszą linię obrony, która kumuluje dużą część energii. Efektem takich urazów może być dekohezja materiału kostnego żuchwy lub destabilizacja jej położenia. Efekty te mogą występować zarówno łącznie, jak i rozdzielnie. Ze względu na udział żuchwy w procesach komunikacji, odżywiania i oddychania jest niezmiernie istotnym przeprowadzenie korekcji w taki sposób, aby utracone funkcje zostały odzyskane w możliwie największym stopniu. Nie bez znaczenia jest również efekt kosmetyczny, który w dużej mierze rzutuje na późniejsze życie pacjenta [1-3].

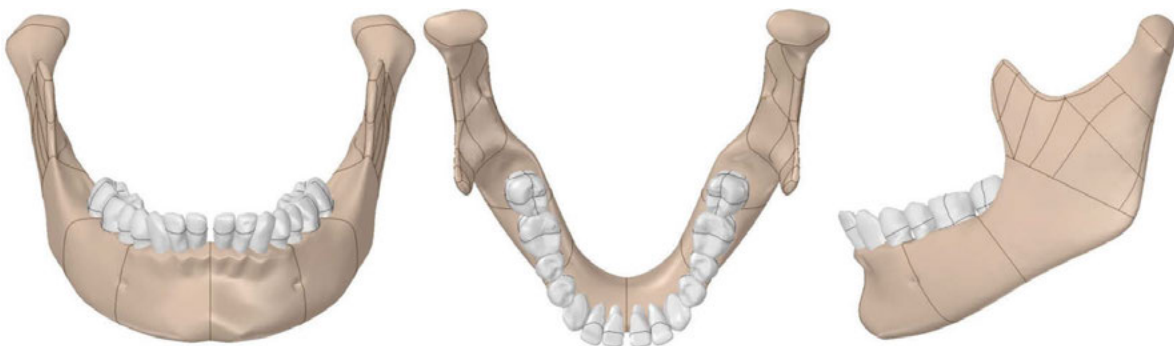
Obecny rozwój techniki pozwala na prowadzenie zabiegów w obrębie twarzoczaszki z wykorzystaniem chirurgii

małoinwazyjnej w oparciu o zastosowanie implantów w postaci płytek stabilizacyjnych. Zróżnicowanie kształtów i rozmiarów pozwala na właściwy dobór implantu do indywidualnych potrzeb pacjenta.

W zakresie przeprowadzonej analizy opracowano modele numeryczne kości żuchwy wraz ze złamaniem oraz dwa warianty stabilizacji: jedno- i dwupłytkowy.

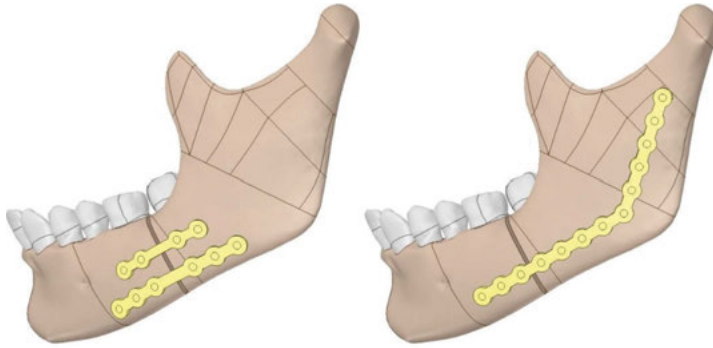
Model numeryczny

Model kości żuchwy oraz zębów (Rys. 1) opracowano na podstawie modeli geometrycznych pochodzących z bazy Body-Parts3D/Anatomography [4]. Model względem pierwowzoru poddano wygładzeniu, a następnie pomiędzy zębami trzonowymi wprowadzono szczelinę złamania, symulując w ten sposób proste, pozbawione odłamów przerwanie ciągłości tkanki kostnej.



Rys. 1 Model geometryczny kości żuchwy
Źródło: Opracowanie własne.

Modele płytek stabilizacyjnych opracowano na podstawie danych katalogowych firmy Synthes. Dla zadanego typu złamania wybrano 2 warianty (Rys. 2) stabilizacji płytkami Synthes CMF. Pierwszy wariant składał się z dwóch płytek: mniejszej, o całkowitej długości 29,2 mm i grubości 1 mm z 4 wkrętami oraz większej, o całkowitej długości 43 mm i grubości 1,25 mm z 6 wkrętami. Drugi wariant to płytka o grubości 1,25 mm, która składała się z dwóch ramion o długościach 48 mm i 35 mm ułożonych względem siebie pod kątem 130°. Wszystkie wkręty miały 2 mm średnicy i 6 mm długości.



Rys. 2 Warianty stabilizacji złamania: wariant I, dwupłytkowy (po lewej) i wariant II, jedнопłytkowy
Źródło: Opracowanie własne.

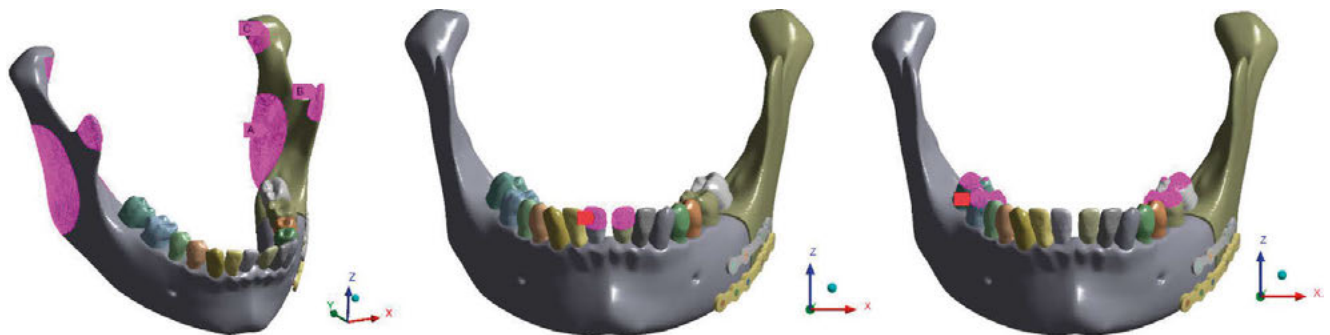
Właściwości materiałowe przyjęto dla elementów modelu zgodnie z danymi z tabeli 1. Dla całości modelu przyjęto liniowy, izotropowy charakter wykorzystanych podczas analizy materiałów. W przypadku uzębienia przyjęto, że każdy z zębów jest jednolitą bryłą zbudowaną z materiału o charakterystyce typowej dla szkliwa.

Tabela 1 Właściwości materiałowe

Materiał	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [-]
kość gąbczasta	450	0,42
kość korowa	18000	0,30
szkliwo	40000	0,31
stop tytanu	105000	0,34

Źródło: Opracowanie własne na podstawie [5-8].

Model zamocowano w miejscach przyłączenia mięśni odpowiedzialnych za funkcjonowanie narządu żucia, pominięto jednak mięsień skrzydłowy przyśrodkowy (Rys. 3). Przyjęte zostały dwa

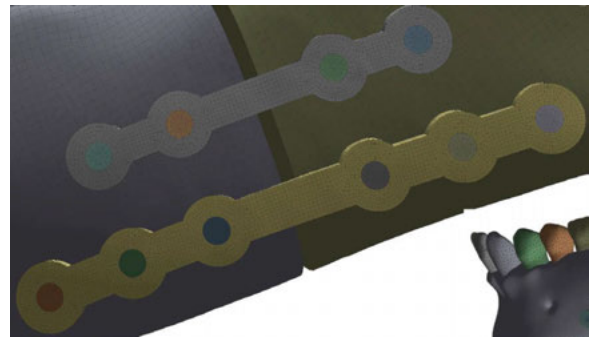


Rys. 3 Warunki brzegowe: zamocowanie modelu (po lewej): A – przyśrodkowy, B – skroniowy, C – przyśrodkowy oraz dwa warianty obciążenia modelu: na siekacze (środek) i na zęby trzonowe (po prawej)
Źródło: Opracowanie własne.

modele obciążeń (Rys. 3), w których siła działała pionowo od góry, w pierwszym modelu na dwa siekacze, a w drugim na zęby trzonowe po obu stronach żuchwy. W przypadku pierwszym symulowana była czynność gryzienia, natomiast w drugim żucia. Odpowiednio, na siekacze założona została siła o wartości 188 N, a na zęby trzonowe siła o wartości 323 N [9, 10].

Ostatecznie w obliczeniach wykorzystano 4 warianty układu implant-kość: 2 przypadki stabilizacji i 2 przypadki obciążenia. W ramach przeprowadzonej analizy przyjęto także pewne uproszczenia związane z geometrią modelu w obrębie wkrętów kostnych i połączenia wkręt-kość. Przyjęto, że wkręty kostne modelowane będą jako gładkie walce fazowane na końcu, a kontakt między wkrętami a kością oraz wkrętami a płytką stabilizacyjną zostanie określony jako kontakt typu bonded (kontakt sklejący).

Dyskretyzację modelu przeprowadzono z wykorzystaniem 20-węzłowych elementów wyższego rzędu (elementy sześciennie), dzięki czemu możliwe było odtworzenie warstwy tkanki kostnej zbitej i gąbczastej. Grubość tkanki kostnej zbitej została ustalona globalnie dla całego modelu na poziomie $2 \pm 0,5$ mm w zależności od rozmiaru elementu. W modelu uwzględniono zagęszczenie elementów wokół otworów oraz w rejonach znacznej zmiany kierunku powierzchni. Dla objętości zębów, ze względu na skomplikowanie powierzchni, zastosowano podział z wykorzystaniem elementu czworobocznego wyższego rzędu o dziesięciu węzłach (Rys. 4).



Rys. 4 Fragment modelu poddany dyskretyzacji, w prawym rogu fragment modelu z siatką tetraedryczną w objętości zębów
Źródło: Opracowanie własne.



Wyniki

W efekcie przeprowadzonych obliczeń uzyskane zostały rozkłady przemieszczeń i naprężeń w modelu kości oraz implantu.

Przemieszczenia

Podczas symulacji gryzienia największe przemieszczenia odnotowano w kierunku Z w obszarze siekaczy, do których przyłożone było obciążenie (Rys. 5). Przemieszczenia pomiędzy wariantami stabilizacji różniły się nieznacznie, co zostało przedstawione w tabeli 2.

Tabela 2 Przemieszczenia maksymalne odnotowane podczas symulacji gryzienia

Oś, wzdłuż której sprawdzano przemieszczenie	Największa wartość przemieszczeń dla pierwszego wariantu stabilizacji [mm]	Największa wartość przemieszczeń dla drugiego wariantu stabilizacji [mm]
X (w okolicy zębów)	0,022	0,022
X (w dolnej części trzonu)	-0,021	-0,026
Y	0,116	0,125
Z	-0,249	-0,261

Źródło: Opracowanie własne.

W drugim wariantcie obciążenia (dla sił żucia) (Rys. 6) – maksymalne wartości przemieszczeń, podobnie jak w pierwszym przypadku, odnotowano w kierunku Z. Wartości przemieszczeń były większe w przypadku drugiego wariantu stabilizacji, lecz różnice te były nieznaczne.

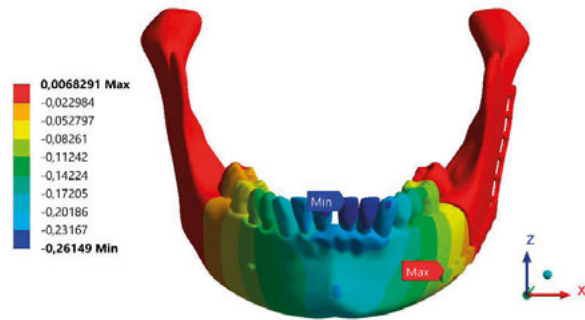
Tabela 3 Przemieszczenia maksymalne odnotowane podczas symulacji żucia

Oś, wzdłuż której sprawdzano przemieszczenie	Największa wartość przemieszczeń dla pierwszego wariantu stabilizacji [mm]	Największa wartość przemieszczeń dla drugiego wariantu stabilizacji [mm]
X	0,015939	0,012335
Y	0,048993	0,051872
Z	-0,094097	-0,101890

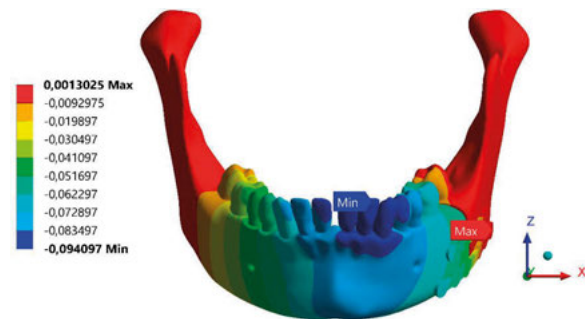
Źródło: Opracowanie własne.

Naprężenia

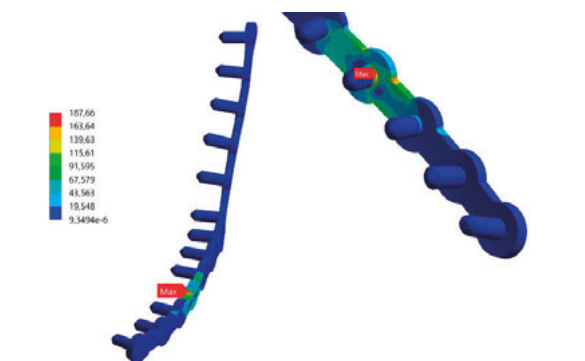
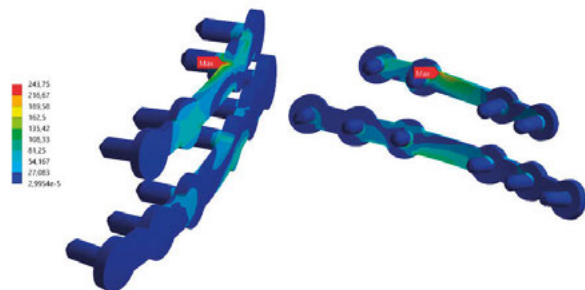
Naprężenia zredukowane obserwowane w płytkach stabilizacyjnych (Rys. 7-8) zdradzały tendencje do kumulowania się w pobliżu pierścieni z otworami na wkręty na wysokości szczeliny złamania. Wartości te w pierwszym przypadku obciążenia osiągnęły maksimum wynoszące ponad 240 MPa dla pierwszego wariantu stabilizacyjnego, podczas gdy w drugim wariantcie wartości maksymalne naprężeń nie przekroczyły wartości 190 MPa. W przypadku obciążenia siłami żucia obserwowano odwrotną zależność – dla pierwszego wariantu stabilizacji maksymalne wartości naprężeń nie przekroczyły 200 MPa, podczas gdy w drugim uzyskano ponad 220 MPa.



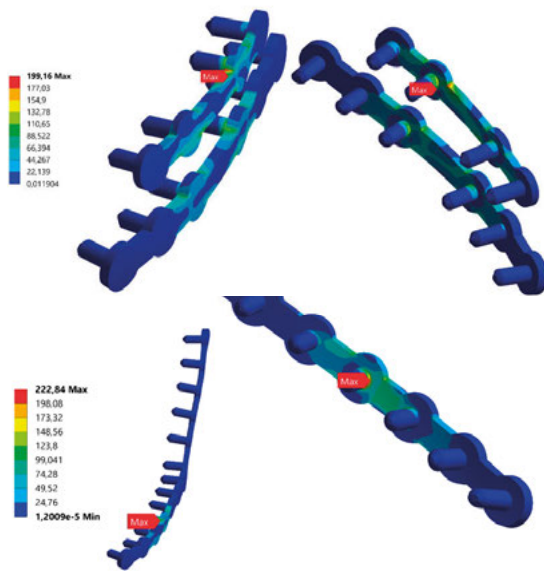
Rys. 5 Przemieszczenia w osi Z dla drugiego wariantu stabilizacji podczas gryzienia
Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 6 Przemieszczenia w osi Z dla pierwszego wariantu stabilizacji podczas żucia
Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 7 Naprężenia zredukowane odnotowane w pierwszym (u góry) i drugim wariantcie stabilizacyjnym dla obciążenia siłami gryzienia
Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 8. Naprężenia zredukowane odnotowane w pierwszym (u góry) i drugim wariantcie stabilizacyjnym dla obciążenia siłami żucia
Źródło: Opracowanie własne.

Dyskusja

Uzyskane w zakresie przemieszczeń wyniki pozwalają przypuszczać, że oba warianty wykazują podobne możliwości stabilizacyjne. Większe wartości przemieszczeń dla drugiego wariantu stabilizacji

można wyjaśnić w oparciu o fakt, iż przez szczelinę złamania prowadzi tylko jedna płytka. Wspomniana różnica jest nieznaczna i wynika ze sposobu mocowania płytki w drugim wariantcie, do czego wykorzystano 13 wkrętów kostnych na znacznie dłuższym odcinku, podczas gdy wariant pierwszy opiera się o dwie płytki stabilizacyjne, ale są one zdecydowanie krótsze, co skutkowało rozkładaniem obciążenia na ramieniu krótszym, ale w postaci dwóch płytek.

Zróżnicowanie naprężeń w płytkach w każdym wariantcie obciążenia związane jest z miejscem przyłożenia siły, co skutkuje różnym momentem siły i efektem jego działania, który kumuluje się w implantach. Należy zaznaczyć, że w żadnym przypadku nie została przekroczona doraźna wytrzymałość materiału, która skutkowałaby trwałym odkształceniem implantów, a w efekcie destabilizacją połączenia odłamów. Jednocześnie odnotowany został fakt, iż w żadnym przypadku obciążenia wartości naprężeń w okolicy otworów pod wkręty kostne w objętości kości nie przekroczyły wartości 150 MPa, tj. wartości granicznej dla wytrzymałości kości na ściskanie [1].

Tego rodzaju analiza może być pomocna w ocenie ryzyka, na jakie narażony może być pacjent w trakcie okresu zdrowienia, oczekując na uzyskanie zrostu kostnego. Ten rodzaj stabilizacji daje możliwość szybkiego powrotu do aktywnego życia bez istotnych ograniczeń, które mogłyby rzutować na samopoczucie pacjenta. Należy pamiętać, że ponad 50% złamań w obrębie żuchwy dotyka osób poniżej 30. roku życia. Jest zatem niezwykle istotne, aby prowadzone leczenie było efektywne, a uzyskany efekt kosmetyczny zapewniał odpowiedni komfort życia [1].

Podziękowanie

Obliczenia wykonano z wykorzystaniem zasobów Wrocławskiego Centrum Sieciowo-Superkomputerowego (<http://www.wcss.pl>), grant obliczeniowy nr 397.

Literatura

1. K. Hwang, S. You: *Analysis of facial bone fractures: An 11-year study of 2,094 patients*, Indian J. Plast. Surg., 2010.
2. M. Kromka-Szydek, M. Wrona, M. Jędrusik-Pawłowska: *Analiza wytrzymałościowa systemu UNILOCK 2.4 stosowanego w chirurgii szczękowo-twarzowej*, Model. Inżynierskie, 16(47), 2013, 117-122.
3. K. Mosór, M. Skowrońska, M. Kromka-Szydek: *Analiza wytrzymałościowa MES żuchwy w typowych przypadkach urazowych*, Aktual. Probl. Biomech., 7, 2013, 119-124.
4. BodyParts3D/Anatomography, <http://lifesciencedb.jp/bp3d/>.
5. M. Toparli, N. Gokay, T. Aksoy: *An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam*, J. Oral Rehabil., 26(3), 1999, 259-263.
6. J.J. Słowiński: *Procedure of generating the individually matched bone scaffolds*, Acta Bioeng. Biomech., 13(3), 2011, 15-25.
7. S.R. Torres et al.: *Mandibular inferior cortical bone thickness on panoramic radiographs in patients using bisphosphonates*, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol., 119(5), 2015, 584-592.
8. AZO Materials: *Titanium Alloys – Ti6Al7Nb Properties and Applications*. [Online]. Available: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=2064>. [Accessed: 21-Apr-2016].
9. A. Chojowska-Szymańska, Ed.: *Badania modelowe równowagi biostatycznej narządu żucia człowieka*, Gliwice: Centrum Inżynierii Biomedycznej, 2012.
10. W. Chładek: *System modelowania wybranych stanów mechanicznych żuchwy ludzkiej*, Zesz. Nauk. Hut./Politech. Śląska, 59, 2000, 1-108.
11. M. Grygiel, A. Górewska, Z. Paszenda, M. Basiaga: *Analiza numeryczna śruby bikortycznej do unieruchomienia szczękowo-żuchwowego z wykorzystaniem metod elementów skończonych*, Model. Inżynierskie, 49, 2013, 18-24.

reklama

SZKOLENIA SPECJALISTYCZNE IOR, ORP, OA



Inspektor Ochrony Radiologicznej
w pracowniach stosujących aparaty rentgenowskie
w celach medycznych, szkolenia typu: R, S

Ochrona Radiologiczna Pacjenta
LR, LMN, LRZ, LIX, LST, FT, PMN, LRT

Operator Akceleratora
typu A-A i S-A

Copyright © LADIS

INSTYTUT FIZYKI JĄDROWEJ
im. H. Niewodniczańskiego PAN

ul. Radzikowskiego 152 tel.: 12 662 84 57
31-342 Kraków 12 662 83 32
e-mail: szkolenia@ifj.edu.pl fax: 12 662 81 58

