

**Katarzyna MOSÓR, Magdalena SKOWROŃSKA, Magdalena KROMKA-SZYDEK,**  
Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

## **ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES ŻUCHWY W TYPOWYCH PRZYPADKACH URAZOWYCH**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono wyniki analizy przeprowadzonej dla żuchwy w typowych sytuacjach, w których dochodzi do jej uszkodzenia. Rozpatrzono dwa przypadki- uraz kontaktowy oraz wypadkowy- dla czołowego, dolnego oraz bocznego kierunku działania siły. Rozważano również wpływ zmiany utwierdzenia. Otrzymane wartości naprężenia i odkształceń głównych są wyraźnie niższe dla modelu z utwierdzeniem żuchwy w całej części zębodołowej, niż dla modelu z unieruchomieniem wyrostka kłykciowego, bez utwierdzenia zębów. Analizę wytrzymałościową wybranych przypadków przeprowadzono za pomocą programu ANSYS®.

**Słowa kluczowe:** żuchwa, uraz, naprężenia, odkształcenia, MES

### 1. WSTĘP

Żuchwa jest kością nieparzystą składającą się z trzonu i dwóch gałęzi, wyróżnia się dużą wytrzymałością na zginanie i rozciąganie. Ze względu na swoje anatomiczne położenie i brak ochrony ze strony innych kości jest bardzo narażona na przypadkowe urazy. Złamania żuchwy są jednym z najczęstszych obrażeń w obrębie kości części twarzowej czaszki [1]. Badania epidemiologiczne dotyczące traumatologii szczękowo-twarzowej wykazują, że przyczyną urazu głównie są wypadki komunikacyjne i przemoc (wg klasyfikacji ICD 10 Y04.4 – przestępstwo w bójce) [1].

W pracy analizowane były typy urazów: kontaktowych (przy uderzeniach, pobiciach) oraz wypadkowych (powstałych w następstwie wypadków komunikacyjnych). Dla tego typu urazów rozpatrzono różne możliwości kąta działania siły:

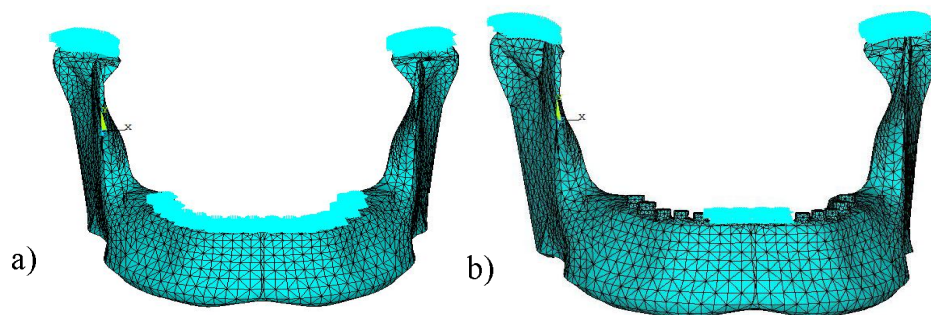
- centralne obciążenie bródki,
- boczne obciążenie trzonu żuchwy w zależności od kierunku działania siły, tj. pod kątem 45° i 90°,
- dolne obciążenie bródki.

### 2. SYMULACJE MES URAZÓW ŻUCHWY

Model numeryczny żuchwy, zbudowano wykorzystując modelowanie bryłowe w programie CAD FEMAP®. Proces tworzenia geometrii polegał na wyznaczeniu współrzędnych poszczególnych punktów należących do powierzchni żuchwy. Następnie łącząc punkty w krzywe, krzywe w powierzchnie, a powierzchnie w bryłę otrzymano cyfrowy model kości żuchwy. W modelu usunięte zostały: grzebień wyrostka dziobiastego, dołek

skrzydłowy, kolec bródkowy i guzowatość żwaczowa, wprowadzono natomiast uproszczone modele zębów. Zamodelowano aparat zawieszniowy zęba w zębodole w postaci cienkiej warstwy ozębnej o bardzo małej sztywności w porównaniu z zębina. Ząb poprzez ozębną zamocowany był w żuchwie [2].

Analizę wytrzymałościową MES rozważanych przypadków przeprowadzono za pomocą programu ANSYS®. Dla każdego przypadku przyjęto inny schemat więzów i obciążeń odpowiadający analizowanemu przypadkowi. W celu uproszczenia modelu jak i obliczeń nie uwzględniono oddziaływania mięśni. Rozważano przypadki obciążenia bez utwierdzenia zębów z unieruchomieniem wyrostka kłykciowego w okolicy stawu skroniowo-żuchwowego oraz z utwierdzeniem na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego (Rys. 1). W analizowanych sytuacjach zastosowano obciążenie żuchwy 700 N dla urazów następujących w wyniku pobicia oraz 1000 N dla urazów komunikacyjnych [4]. We wszystkich rozpatrywanych przykładach tkankom twardym żuchwy przypisano własności izotropowe, tj.  $E=1800 \text{ MPa}$  i  $\nu=0,32$  [5].

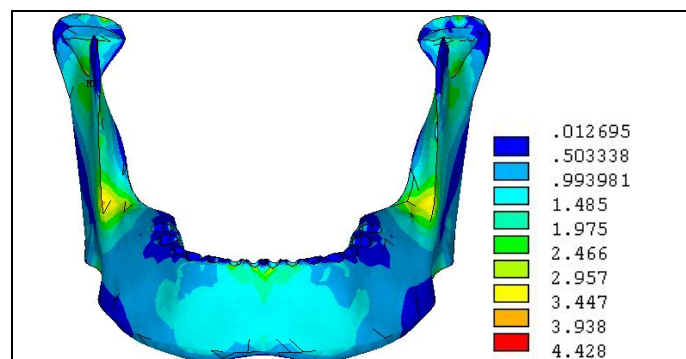


Rys. 1. Schematy utwierdzenia żuchwy: całkowite (a) i na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 (b)

### 3. WYNIKI

Wyniki uzyskane z analizy przedstawione zostały w postaci map naprężeń zredukowanych  $\sigma_{\text{HMH}}$  tkanek twardych żuchwy (wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego) oraz map maksymalnego odkształcenia głównego  $\epsilon_1$ .

Przyjęty model umożliwia ocenę charakteru pracy żuchwy, występowania obszarów najbardziej wyczerpanych, a przez to możliwości przewidywania miejsc występowania złamań. Porównano otrzymane wyniki do wielkości uzyskanych dla danego modelu w przypadku żuchwy zdrowej obciążanej fizjologiczną siłą powstającą przy nagryzaniu (Rys. 2) [2].

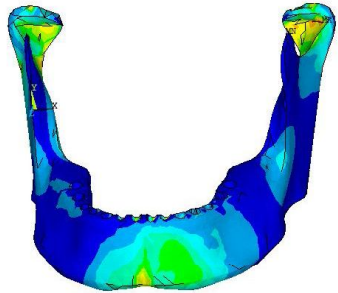
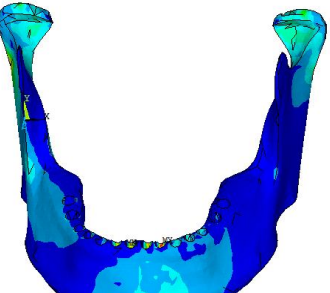
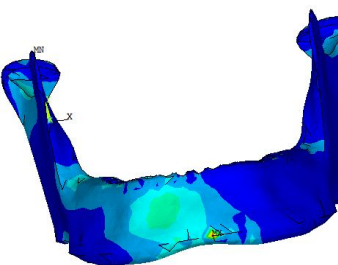
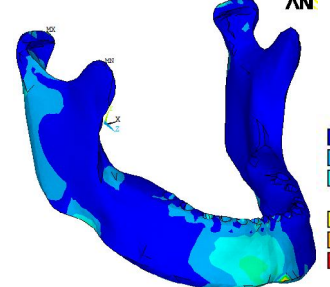
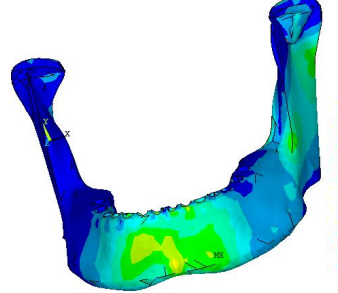
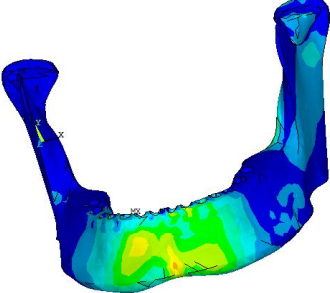
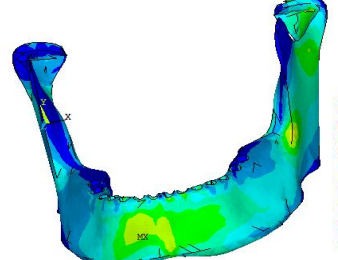
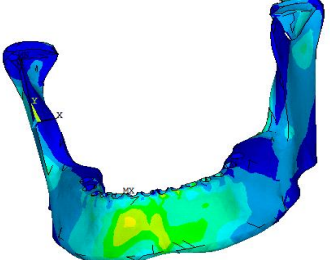


Rys. 2. Rozkład naprężeń zredukowanych  $\sigma_{\text{HMH}}$  [MPa] dla modelu żuchwy z zębami, dla obciążenia 100 [N].

W tabeli 1 przedstawiono wyniki uzyskane dla przypadków z utwierdzeniem na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego dla przypadków urazów

kontaktowych. Największa wartość naprężenia zredukowanego  $\sigma_{HMH}$ , jak również maksymalnego odkształcenia głównego  $\epsilon_1$ , występuje w przypadku obciążenia bocznego zuchwy pod kątem  $45^\circ$  (41,5 MPa), natomiast najmniejsza w czołowym obciążeniu zuchwy (28,3 MPa). Dla obciążenia czołowego, dolnego i bocznego pod kątem  $90^\circ$  wartości odkształcenia głównego  $\epsilon_1$  zawierają się w zakresie obciążeń fizjologicznych ( $2-20 \times 10^{-4}$ ); w przypadku kąta  $45^\circ$  uzyskano podwyższoną wartość obciążenia fizjologicznego ( $20-40 \times 10^{-4}$ ) [4].

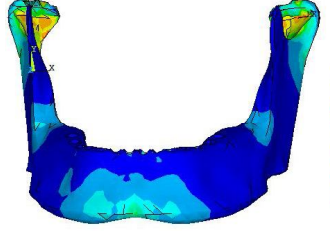
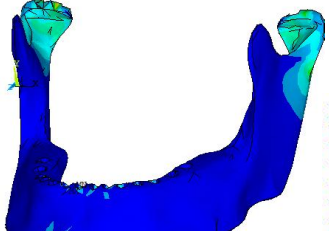
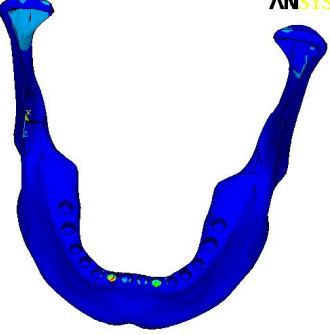
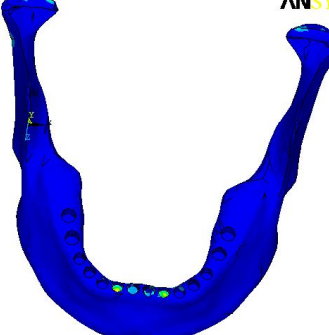
Tabela 1. Analizowane przypadki dla wypadków kontaktowych (700 N)

Analizowane przypadki obciążenia	Naprężenie zredukowane $\sigma_{HMH}$	Maksymalne odkształcenie główne $\epsilon_1$
czołowe		
dolne		
boczne pod kątem $90^\circ$		
boczne pod kątem $45^\circ$		

W tabeli 2 przedstawiono wyniki uzyskane dla analizy obciążenia w czasie wypadku komunikacyjnego. Otrzymane rozwiązania odpowiadają zawartym w literaturze statystykom najczęstszych obszarów złamań zuchwy [3, 4]. W czołowym obciążeniu zuchwy, w części

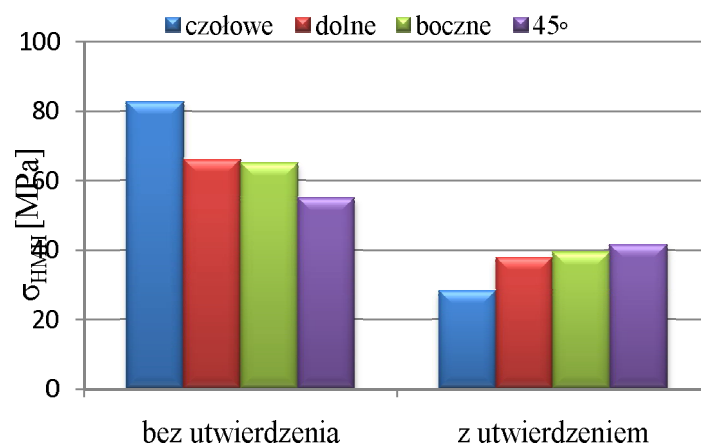
bródkowej, najbardziej wyężonymi obszarami są okolice zębodołowe oraz wyrostka kłykciowego. Największa uzyskana wartość naprężenia zredukowanego  $\sigma_{\text{HMH}}$  wystąpiła w przypadku dolnego obciążenia zuchwy (93MPa). Wartości maksymalnego odkształcenia głównego  $\varepsilon_1$  w obu analizowanych przypadkach osiągnęły podwyższoną wartość obciążenia fizjologicznego [4].

Tabela 2. Analizowane przypadki dla wypadków komunikacyjnych (1000 N)

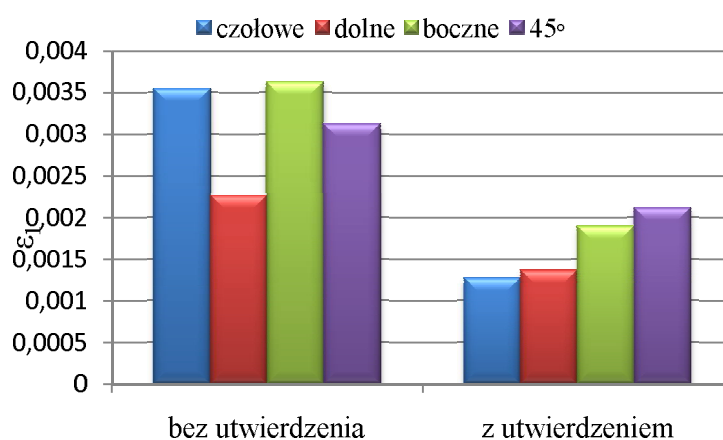
Analizowane przypadki obciążenia	Naprężenie zredukowane $\sigma_{\text{HMH}}$	Maksymalne odkształcenie główne $\varepsilon_1$
czołowe	 <ul style="list-style-type: none"> <li>0.002043</li> <li>8.145</li> <li>16.288</li> <li>24.431</li> <li>48.861</li> <li>57.004</li> <li>65.147</li> <li>73.29</li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>-0.307E-04</li> <li>0.353E-03</li> <li>0.736E-03</li> <li>0.001119</li> <li>0.00227</li> <li>0.002653</li> <li>0.003036</li> <li>0.00342</li> </ul>
dolne	 <ul style="list-style-type: none"> <li>0.418E-03</li> <li>10.331</li> <li>20.662</li> <li>30.993</li> <li>61.986</li> <li>72.317</li> <li>82.648</li> <li>92.979</li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>0.213E-07</li> <li>0.362E-03</li> <li>0.724E-03</li> <li>0.001086</li> <li>0.002171</li> <li>0.002533</li> <li>0.002895</li> <li>0.003257</li> </ul>

Największe naprężenie zredukowane  $\sigma_{\text{HMH}}$  występuje w przypadku braku utwierdzenia zębów z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego w okolicy stawu skroniowo (bez utwierdzenia) dla obciążenia czołowego i wynosi około 83 MPa. Najmniejsza wartość, około 55 MPa, naprężenia zredukowanego występują w przypadku bocznego obciążenia pod kątem 45°. Zastosowanie utwierdzenia na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego powoduje zmniejszenie naprężenia zredukowanego - w przypadku obciążenia czołowego około trzykrotnie (Rys. 3).

Podobnie jak dla naprężenia zredukowanego, wartości maksymalnego odkształcenia głównego  $\varepsilon_1$  są mniejsze w przypadku zastosowania utwierdzenia na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego (Rys. 4).



Rys. 3. Zestawienie wartości naprężenia zredukowanego  $\sigma_{HMH}$  [MPa] w zależności od zastosowanego sposobu utwardzenia dla analizowanych przypadków



Rys. 4. Zestawienie wartości maksymalnego odkształcenia głównego  $\epsilon_1$  w zależności od zastosowanego sposobu utwardzenia dla analizowanych przypadków

#### 4. WNIOSKI

Wyniki uzyskane z analizy przedstawionych przypadków pokrywają się z rezultatami prezentowanymi w literaturze.

Otrzymane wartości naprężenia i odkształceń głównych są wyraźnie niższe dla modelu z utwardzeniem żuchwy w całej części zębodołowej. Wartości uzyskanych naprężeń dla urazów kontaktowych, zaprezentowane w tabeli 1, są około 10 razy większe od zakresu fizjologicznego. Natomiast wartości osiągane w przypadku wypadków komunikacyjnych, przedstawione w tabeli 2, odbiegają od zakresu fizjologicznego nawet około 100-krotnie.

Najbardziej wyťažonymi obszarami przy centralnym obciążeniu żuchwy są trzon (głównie w częściach zębodołowych i części bródkowej) i okolice wyrostka kłykciowego. Złamania wyrostków kłykciowych stanowią 14–25% ogólnej liczby złamań żuchwy [8], co może świadczyć o poprawności przeprowadzonych symulacji.

W przypadku analizy bocznej obciążenia żuchwy pod kątem 45° jak i 90° (co odpowiada najczęściej pobiciom) najbardziej wyťažonym obszarem jest część zębodołowa w okolicy zębów przednich oraz kłów. Największa wartość maksymalnego naprężenia głównego  $\sigma_{HMH}$  dla symulacji wypadku komunikacyjnego występuje przy dolnym obciążeniu żuchwy.

Największe wartości uzyskanych wyników maksymalnego naprężenia głównego  $\sigma_{HMH}$  jak i maksymalnego odkształcenia głównego  $\epsilon_1$  odpowiadają najczęstszym przypadkom złamań żuchwy, tj. pobicia i wypadków komunikacyjnych.



Przeprowadzona analiza uwidacznia korzyści jakie wiążą się ze stosowaniem komputerowych programów symulujących w biomechanice stomatologicznej.

Znajomość biomechaniki żuchwy oraz przeciążeń jej struktur kostnych odpowiadających danemu rodzajowi urazu, może być bardzo pomocna przy projektowaniu kasków oraz ochraniaczy zabezpieczających obszar części twarzowej czaszki przed urazami w motoryzacji oraz sportach rekreacyjnych, wyczynowych i ekstremalnych.

## LITERATURA

- [1] Manowska B., Arkuszewski P., Hilt T., Tyndorf M.: Trudności w leczeniu złamania patologicznego żuchwy, *Wiadomości lekarskie*, LXI, nr 1-3, 2008.
- [2] Kromka M., Milewski G.: Model numeryczny układu stomatognatycznego żuchwy ludzkiej, *Zeszyty naukowe Narodowego Uniwersytetu Chmielnicki, Ukraina*, nr 3/ 2006, seria Nauki Techniczne, 55-62.
- [3] Kryst, L.: *Chirurgia szczękowo-twarzowa*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa 2007.
- [4] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii. *Zeszyty naukowe Politechniki Krakowskiej*, Kraków, 2002.
- [5] Wanyura H., Kowalczyk P., Raczko P., Samolczyk-Wanyura D., Bossak M., Stopa Z.: Analiza obciążeń zewnętrznych powodujących złamania czołowo- oczodołowo- nosowe wykonana za pomocą metody elementów skończonych. *Czas. Stomatol.*, 2010.
- [6] Roccia F., Bianchi F., Zavattero E., Tanteri G., Ramieri G.: Characteristics of maxillofacial trauma in females: A retrospective analysis of 367 patients, *Jurnal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 2010
- [7] Lee J. H., Cho B. K., Park W. J.: A 4-years retrospective study of facial fractures on Jeju, Korea, *Jurnal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 2010
- [8] Jędrusik- Pawłowska, M., Kromka M., Lekston Z., Milewski G., Drugacz J.: Symulacje numeryczne metod stabilizacji złamań podkłykciowych niskich z wykorzystaniem klamer z pamięcią kształtu. *Dent.Med. Probl.*, 2007

## FEM STRENGTH ANALYSIS OF THE MANDIBLE IN TYPICAL TRAUMATIC CASES

**Abstract:** This paper presents the analysis results carried out for the most frequent cases of jaw fracture. Two cases were considered: contact trauma and traffic accident injury, for various force directions: the front, bottom and side. The impact of fix change was also analyzed. The resulting values of the stresses and main strains are significantly lower for the model of restraint in all parts of the alveolar mandibular than for the model with immobilization of the condylar, without teeth fixation. The strength analysis of selected cases was performed using ANSYS®.