

Analiza przemieszczeń w modelach numerycznych dla dwóch typów stanowisk badawczych kości żuchwy

Dominik Pachnicz

*Politechnika Wroclawska W10/K4,
ul Smoluchowskiego 25, 50-370, dominik.pachnicz@pwr.edu.pl*

Streszczenie: *Oprócz tradycyjnych metod badawczych, do których należą próby laboratoryjne na obiektach rzeczywistych, znaczącą rolę w analizie struktur biologicznych odgrywa metoda elementów skończonych. Ważnym aspektem każdej analizy jest prawidłowe odtworzenie warunków pracy rozważanego układu. Ze względu na duży stopień ich złożoności stosuje się układy uproszczone. W danym artykule przedstawiono porównanie z użyciem metod numerycznych dwóch stanowisk pomiarowych wykorzystywanych w badaniach żuchwy. Pierwszy z nich stanowi uproszczony schemat obciążeniowy, drugi szczegółowy, dokładniej odtwarza rzeczywiste warunki pracy żuchwy. Porównania dokonano na podstawie rozkładu przemieszczeń na linii okalającej kość.*

Rozkład przemieszczeń ukazany w postaci linii wskazuje na różnice pomiędzy stanowiskami. Dla układu uproszczonego widoczna jest symetryczna praca żuchwy, podczas gdy układ szczegółowy wykazuje znaczne różnice w przemieszczeniach po obu stronach (do 42%).

Stanowisko uproszczone cechować się będzie większą powtarzalnością wyników niezależnie od rozpatrywanej strony żuchwy. Wyniki z układu szczegółowego obarczone być mogą błędem wynikającym ze wstępnej asymetrii geometrii modelu.

Słowa kluczowe: *żuchwa, uproszczony układ obciążeniowy, pomiar przemieszczeń*

Numerical analysis of displacements in mandible bone: comparison of two types of test stands

Abstract: *Research of biological structures such as bones are important part of concern of nowadays engineering. Finite element method is commonly utilized tool in such analyses, alongside traditional laboratory tests. Increasingly frequent utilization of numerical methods results from the accuracy of their results, as well as the difficult access to real samples. An important aspect of every analysis is correct mimic of the boundary conditions. Due to the high complexity of the biological structures, many simplifications are introduced to the instrumentation systems. In the article is presented comparison of two test stands utilized in research of mandible bone. The first one recreates simplified load conditions, the second one, more precise, accurately mimics real working conditions. Comparison was performed basing on distribution of the displacement on the line situated around the bone.*

The displacement distribution indicates the differences between two stations. For the simplified one, symmetrical work of the mandible can be noticed, while in detailed system, there is significant difference in deformation on both sides of the mandible bone (up to 42%).

The simplified measuring station could characterize by more reproducible results regardless of the considered mandible side. The results obtained from the detailed test station may be affected by an error resulting from the initial asymmetry of the model's geometry.

Keywords: *mandible, simplified test station, deformation measurement*

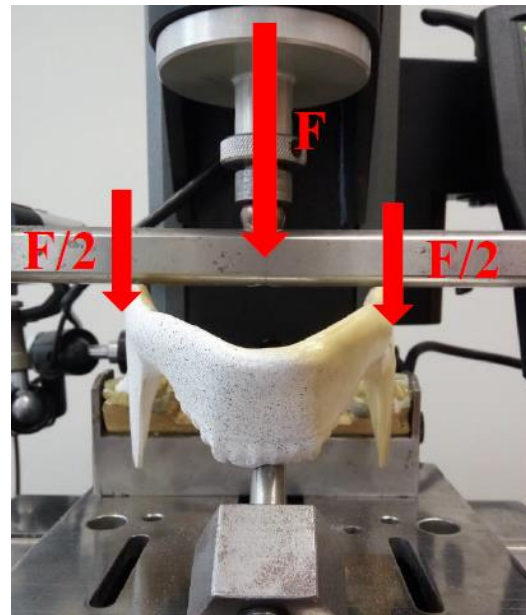
1. Wstęp

Badania struktur biologicznych są wciąż rozwijającą się dziedziną nauki. Wiele zagadnień z zakresu zarówno biomechaniki, jak również mechaniki materiałowej zostało dokładnie opracowanych. Informacje te znajdują szerokie zastosowanie między innymi w analizach numerycznych, które są obecnie głównym narzędziem w rozważaniach struktur biologicznych. Stosowane są do analizy złamań, metod łączenia odłamów, projektowania oraz walidacji implantów [1, 2]. Powszechność stosowania metod numerycznych wynika w dużej mierze z ograniczonej dostępności rzeczywistego materiału badawczego, którego użycie wiąże się z koniecznością uzyskania odpowiednich pozwoleń komisji bioetycznej. Dodatkowo pozwalają one na bardziej wnikliwą analizę i interpretację wyników.

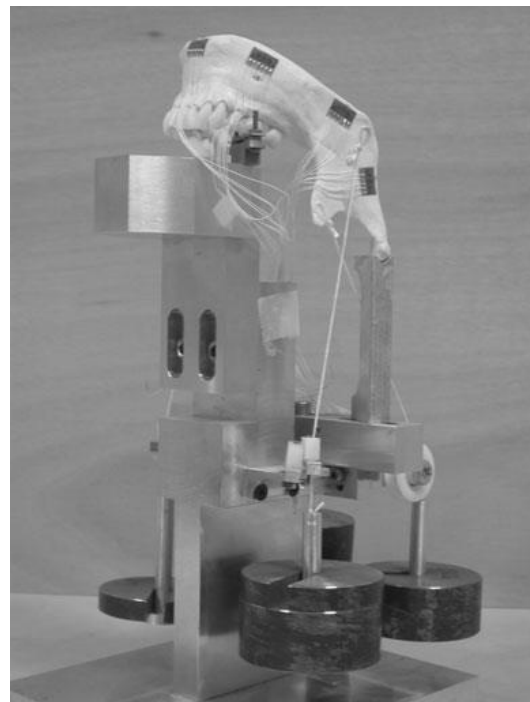
Fundamentalnymi krokami przy tworzeniu każdej analizy numerycznej są stworzenie odpowiedniego modelu cyfrowego oraz odtworzenie warunków obciążenia. Obecne metody digitalizacji obiektów pozwalają na modelowanie nawet bardzo skomplikowanych geometrii. W tym celu często wykorzystywaną metodą jest tomografia komputerowa [3]. Znacznie bardziej wymagającym zagadnieniem jest odtworzenie biomechaniki układu. Dodatkowo sama symulacja komputerowa powinna być poparta odpowiednim badaniem doświadczalnym, weryfikującym słuszność uzyskiwanych wyników. Ze względu na duży stopień skomplikowania struktur, często w badaniach stosuje się układy uproszczone. Pozwalają one, poprzez pominięcie niektórych zmiennych, na uzyskanie większej powtarzalności wyników.

W danym artykule rozważane są dwie konstrukcje stanowisk pomiarowych używanych w badaniach związanych z kością zuchwy człowieka. Pierwszą z nich stanowi układ uproszczony, wzorowany na schemacie zaprojektowanym przez Armstronga [4]. Drugie stanowisko w dokładniejszym stopniu odtwarza rzeczywiste warunki obciążenia zuchwy. Podobny sposób obciążania wykorzystany był przez Ramosa [5] oraz Meyera [6]. Schematy rozważanych stanowisk przedstawione są na rysunkach 1 i 2.

Porównanie stanowisk przeprowadzono na podstawie wyników uzyskanych z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Nie jest możliwe bezpośrednie porównanie obu stanowisk na podstawie wielkości takich jak naprężenia występujące w zuchwie, ze względu na brak określonej korelacji wielkości wymuszeń obciążających modele na obu stanowiskach.

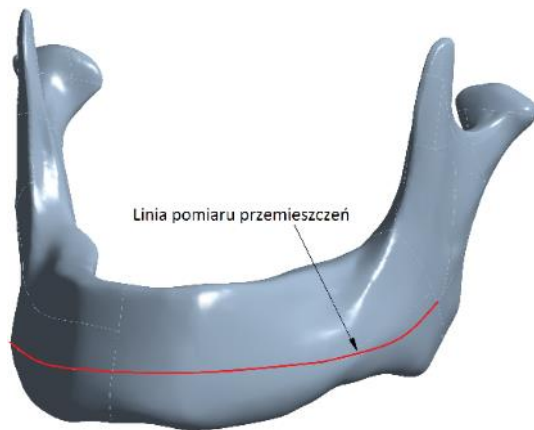


Rys. 1 Stanowisko badawcze uproszczone nr 1



Rys. 2 Stanowisko badawcze szczegółowe nr 2 [5]

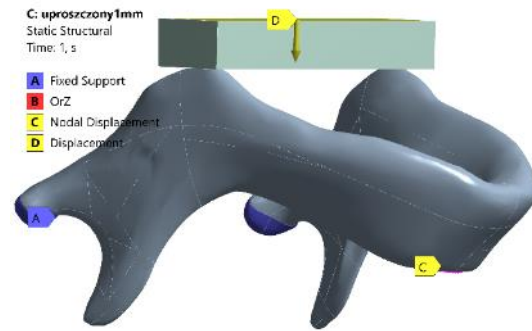
Zatem jako parametr zestawiający przyjęto rozkład przemieszczeń wzdłuż linii przechodzącej przez całą długość kości (Rys. 3). Całkowita długość linii pomiarowej wynosiła 187 mm.



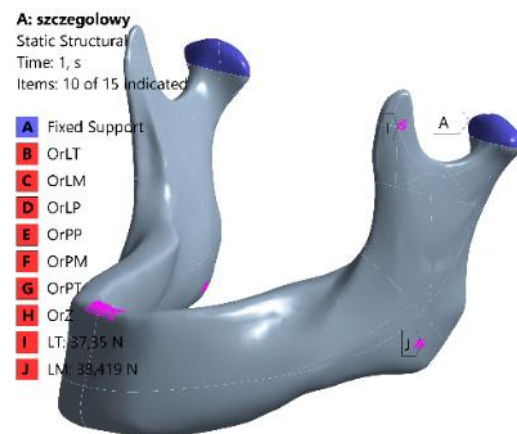
Rys. 3 Linia pomiaru przemieszczeń

2. Materiały i metody

W symulacjach odtworzono warunki obciążeniowe charakterystyczne dla obu badań. Do analiz wykorzystano model powstały na podstawie skanów poliuretanowej zuchwy ludzkiej firmy Synbone 8596. Z modelu usunięto część zębową. Wyróżnione zostały dwie struktury kości zbitiej oraz kości gąbczastej. Poszczególne przypisano parametry materiałowe: $E=0,466$ GPa, $\nu=0,31$ oraz $E=0,262$ GPa, $\nu=0,34$ odpowiednio dla poliuretanu twardego i miękkiego [7]. Główną różnicą przy obu porównywanych stanowiskach był sposób obciążania modelu. Dla układu uproszczonego obciążenie zostało wywarte poprzez przemieszczenie stalowego elementu belkowego (Rys 4), wynoszące 1 mm. W modelu szczegółowym obciążenie reprezentowało siły mięśniowe. W danym przypadku przyłożone zostały one w miejscach zaczepu linek naciągowych, zgodnych anatomicznie z miejscami przyczepów mięśniowych. Obciążenie odwzorowywało pracę trzech głównych mięśni zaangażowanych w proces żucia tj. żwacza, mięśnia skroniowego oraz mięśnia przyśrodkowego bocznego. Wartości oraz kierunki sił mięśniowych zostały ustalone na podstawie danych zaprezentowanych przez Chładka [8]. Do symulacji założono wynikową siłę zgryzu na zębach siecznych wynoszącą około 60 N. Dla obu stanowisk sposób zamocowania modelu był analogiczny. W miejscu wyrostków kłykciowych zostały odebrane wszystkie stopnie swobody, natomiast w miejscu zębów siecznych odebrana została możliwość translacji w kierunku normalnym do powierzchni poziomej. Dyskretyzację modeli oraz symulacje przeprowadzono w środowisku Ansys Workbench 16.0. Schemat obciążeniowy dla stanowiska szczegółowego przedstawiony jest na rysunku 5.

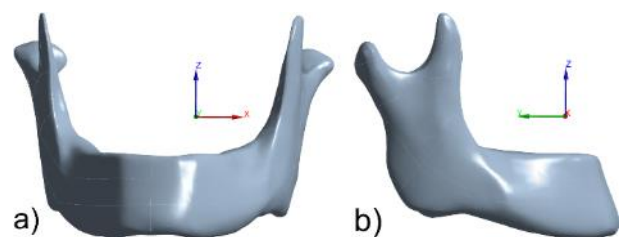


Rys. 4 Schemat obciążeniowy stanowiska uproszczonego

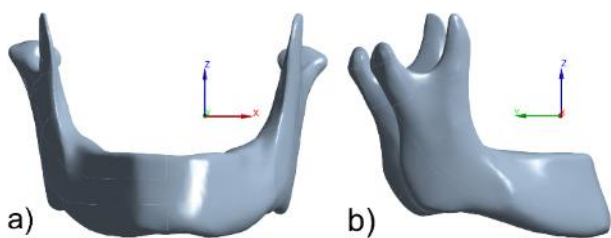


Rys. 5 Schemat obciążeniowy stanowiska szczegółowego

Ze względu na brak symetryczności geometrii zuchwy stanowisko symulujące pracę mięśni zostało rozważone dla dwóch układów współrzędnych. W jednym z nich (przypadek 1) oś X (prostopadła do powierzchni strzałkowej) została usytuowana w taki sposób, aby przechodziła przez oba wyrostki kłykciowe (Rys 6a,b). Drugi przypadek obejmował symetryczne usytuowanie zuchwy w płaszczyźnie czołowej (Rys 7a, b).



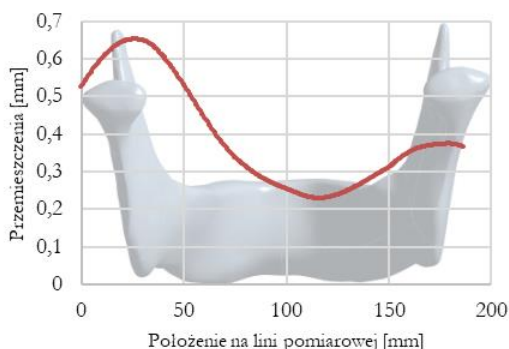
Rys. 6 Orientacja układu współrzędnych dla przypadku 1



Rys. 7 Orientacja układu współrzędnych dla przypadku 2

4. Wyniki

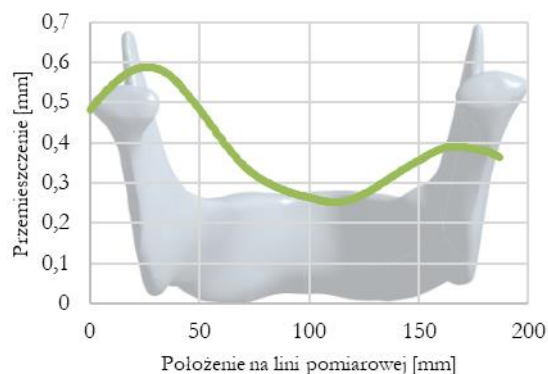
Na rysunkach 8-10 przedstawione są wykresy przemieszczeń całkowitych na długości linii pomiarowej. Rysunki 8-9 przedstawiają przemieszczenia uzyskane na stanowisku szczegółowym.



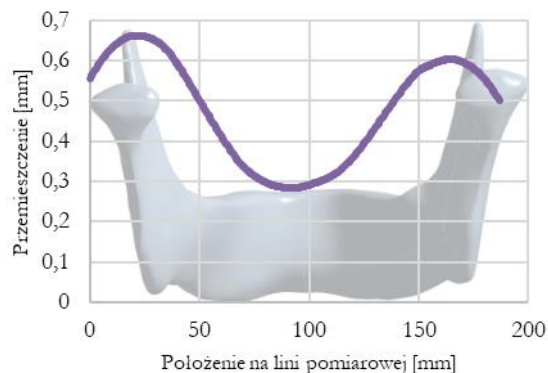
Rys. 8 Rozkład przemieszczeń całkowitych dla stanowiska szczegółowego przypadek 1

Maksymalne wartości przemieszczeń na odcinku pomiarowym wynosiły 0,66 mm dla modelu uproszczonego oraz 0,65 mm dla przypadku 1 w modelu szczegółowym. Wartości te wystąpiły po lewej stronie żuchwy. Uzyskane wyniki, pod względem kształtu rozkładu przemieszczeń, są do siebie bardzo zbliżone. W układzie uproszczonym wskazuje on na symetryczną pracę modelu podczas eksperymentu. Różnica pomiędzy maksymalnymi przemieszczeniami po obu stronach żuchwy wynosi 0,06 mm, co stanowi 9% największej wartości. W modelu uproszczonym różnica wartości maksymalnej i minimalnej jest najmniejsza i wynosi 0,37 mm. W modelu szczegółowym zauważalna jest niesymetryczna praca po obu stronach żuchwy. Dla przypadku 1 różnica pomiędzy maksymalnymi wartościami przemieszczeń między stroną lewą i prawą wynosi 0,28 mm i stanowi 42% maksymalnego przemieszczenia. Dla przypadku drugiego różnica ta jest mniejsza, wynosi 0,26 mm (40%). Podobnie amplituda przemieszczeń dla przypadku 2 (0,4 mm) w modelu szczegółowym również jest mniejsza niż dla przypadku 1 (0,42 mm). We wszystkich modelach najmniejsze

przemieszczenia całkowite występują w środkowej części modelu.



Rys. 9 Rozkład przemieszczeń całkowitych dla stanowiska szczegółowego przypadek 2



Rys. 10 Rozkład przemieszczeń całkowitych dla stanowiska uproszczonego

5. Wnioski

Przedstawione porównanie przemieszczeń dla obu metod wskazuje na istniejące między nimi różnice. Układ uproszczony, w odróżnieniu do szczegółowego, wykazuje symetryczność pracy kości podczas badania. Pomimo, iż stanowisko odtwarzające działanie mięśni w lepszym stopniu oddaje warunki rzeczywistej pracy żuchwy, nie oznacza tego, że stanowi lepszy układ do badań laboratoryjnych.

Ukazujące się różnice w przemieszczeniach pomiędzy stronami kości mogą wynikać ze wstępnego braku symetryczności modelu żuchwy. Asymetria w ciele człowieka jest powszechna i dotyczy niemal każdego. Rozważania modelowe zatem powinny dać możliwość uogólnienia uzyskanych wyników na większą liczbę przypadków. Występujące różnice między stronami żuchwy specyficzne dla danego modelu mogą zatem niekorzystnie wpływać na wyniki przeprowadzanych na nim badań. Dodatkową zaletą modelu uproszczonego jest prostota przeprowadzania badań w warunkach rzeczywistych. Sposób podparcia i zamocowania modelu, jak również wymuszenie

obciążenia są znacznie prostsze. Obciążenie realizowane jest przez pojedynczą głowicę. Układ szczegółowy wymaga natomiast regulacji wielu zmiennych (sześciu sił mięśniowych) realizowanej najczęściej poprzez naciąg linek. Wprowadza to dodatkowe ryzyko popełnienia błędu, ale jednocześnie stwarza możliwość dokładniejszego ustawienia i zmiany parametrów eksperymentu.

Na podstawie rozkładu przemieszczeń można stwierdzić, że układ uproszczony jest mniej podatny na wstępną asymetrię modelu kości, przez co może dawać bardziej powtarzalne wyniki. Rezultaty otrzymane na stanowisku szczegółowym mogą być zależne od rozpatrywanej strony żuchwy.

Podziękowania/Finansowanie

Obliczenia wykonano przy użyciu zasobów udostępnionych przez Wrocławskie Centrum Sieciowo-Superkomputerowe (<http://wcss.pl>), grant obliczeniowy Nr 464

Literatura

- [1] Parashar, Sandeep Kumar; Sharma, Jai Kumar (2016): A review on application of finite element modelling in bone biomechanics. w: Perspectives in Science 8, s. 696–698.
- [2] Poelert, Sander; Valstar, Edward; Weinans, Harrie; Zadpoor, Amir A. (2013): Patient-specific finite element modeling of bones. w: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine 227 (4), s. 464–478.
- [3] Yassine, Reem A.; Elham, Mohammad Karim; Mustapha, Samir; Hamade, Ramsey F. (Friday 2017): A Detailed Methodology for FEM Analysis of Long Bones From CT Using Mimics, w: Volume 3: Biomedical and Biotechnology Engineering. ASME 2017 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Tampa, Florida, USA, Friday 3 November 2017: ASME, V003T04A012
- [4] Armstrong J. E. A., Lapointe H. J., Hogg N. J. V., Kwok AD.: Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. J. Oral Maxillofac. Surg. 2001, 59, 191–195.
- [5] Ramos, A.; Ballu, A.; Mesnard, M.; Talaia, P.; Simões, J. A. (2011): Numerical and Experimental Models of the Mandible. w: Exp Mech 51 (7), s. 1053–1059.
- [6] Meyer C, Kahn JL, Lambert A, Boutemy P, Wilk A. Development of static simulator of the mandible. J. Craniomaxillofac Surg. 2000; 28(5): 278-86
- [7] Stróżyk, P. Evaluation of Forces in Elevator Muscles of Mandible: Numerical Simulation, Selected Load Cases. Scholar's Press, 2016
- [8] Chładek, W. Modeling system of selected mechanical conditions of the human mandible. Zeszyty Naukowe. Hutnictwo/Politechnika Śląska, 2000, 59: 1-108.