

Anna FLORIAŃCZYK, Grzegorz WRÓBLEWSKI, Instytut Mechaniki i Poligrafii, Politechnika Warszawska, Warszawa

MODELOWANIE GEOMETRYCZNE I NUMERYCZNE ŻUCHWY CZŁOWIEKA

Streszczenie: Tematem pracy jest kompleksowy proces modelowania geometrycznego i numerycznego żuchwy człowieka od momentu akwizycji danych z rzeczywistego obiektu (badanie tomograficzne pacjenta CT) poprzez wirtualne odtworzenie geometrii, a na obliczeniach stanu naprężeń, przemieszczeń i odkształceń pod wpływem sił pochodzących od głównych grup mięśniowych kończąc. Badaniu poddano trzy modele żuchwy: kość zdrowa, po resekcji prawej części (wskutek przebytej choroby onkologicznej) i kość z aplazją obu gałęzi. W badaniu wykorzystano oprogramowanie Mimics i Adina.

1. WSTĘP

Spotykane w literaturze opisy modelowania złożonych kształtów organicznych, takich jak kość żuchwy za podstawę przyjmowały tylko obserwacje kliniczne i badania doświadczalne, przez co ich efektywność i dokładność pozostawiały wiele do życzenia. Współczesne metody diagnostyki medycznej (DXA¹, SXA², RA³, QUS/USD⁴, QCT⁵) w powiązaniu z oprogramowaniem wspomagającym projektowanie pozwalają w sposób bezinwazyjny odtwarzać z dużą dokładnością geometrię kości żuchwy i jej strukturę wewnętrzną, jednak przydatność poszczególnych metod pomiaru gęstości kości w tym zakresie jest dyskusyjna.

Z drugiej strony, obserwowany w ostatnich latach dynamiczny rozwój oprogramowania, wykorzystującego metodę elementów skończonych w obliczeniach wytrzymałościowych, umożliwia sprawne przeprowadzanie kalkulacji stanu naprężeń, odkształceń i przemieszczeń modeli o zaawansowanej geometrii, do których należy zaliczyć również kości żuchwy.

Dostępna literatura związana z modelowaniem kości (geometrycznym i wytrzymałościowym) i ich biomechaniką dostarcza wskazówek, jak przy wykorzystaniu badań densytometrycznych i odpowiedniego oprogramowania wspomagającego można zrekonstruować geometrię i stan wyężenia żuchwy [3, 5, 7, 8]. Jednak we wspomnianych pracach nie podejmowano prób porównania stanu wyężenia kości patologicznie zmienionych (pod względem geometrii i własności) ze stanem kości zdrowej przy użyciu programów Mimics i Adina. W niniejszej pracy poddano analizie następujące przypadki kliniczne: żuchwa po resekcji jej prawej części z powodu zaawansowanej choroby onkologicznej (KA) i kość z rozpoznąną znaczną aplazją obu gałęzi żuchwy (CG). Wyniki

¹ Absorpcjometria rentgenowska dwuenergetyczna (*Dual Energy X-ray Absorptiometry*)

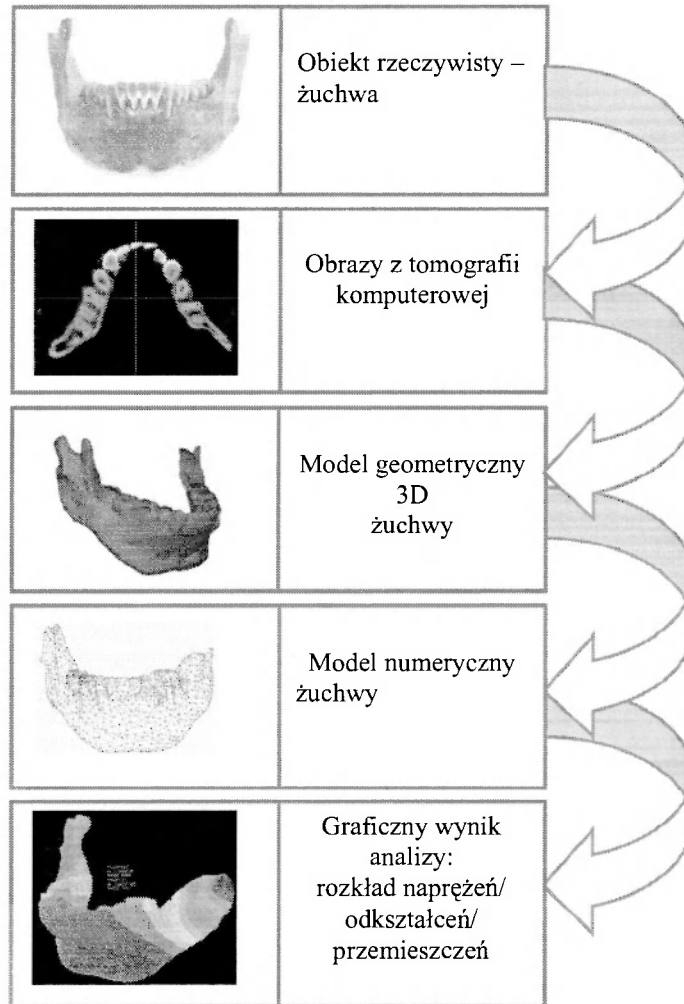
² Absorpcjometria rentgenowska jednoenergetyczna (*Single X-ray Absorptiometry*)

³ Absorpcjometria radiologiczna (*Rentgen Absorptiometry*)

⁴ Płościowa ultrasonografia (*Quantitative Ultrasound Densitometry*)

⁵ Płościowa tomografia komputerowa (*Quantitative Computed Tomography*)

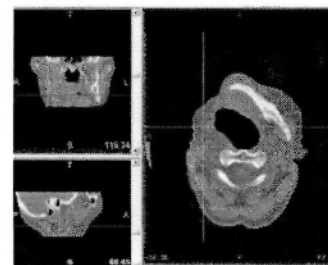
tych obliczeń porównano z rezultatami badań dla zdrowej kości żuchwy (DK). Schemat ideowy przeprowadzonych analiz został przedstawiony na rysunku 1.



Rys. 1. Proces modelowania geometrycznego i numerycznego żuchwy – schemat

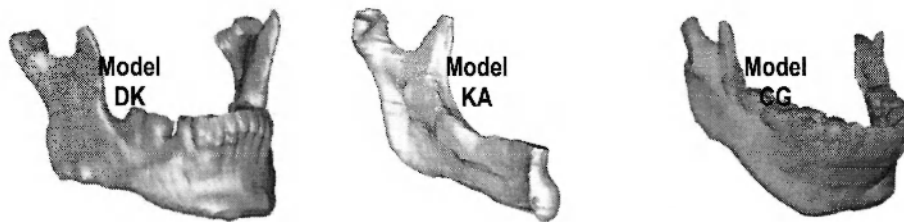
2. MODELE GEOMETRYCZNE ŻUCHWY

Proces budowy modeli geometrycznych w programie Mimics rozpoczął się od wczytania pliku danych w formacie DICOM. Następnie po wybraniu zadanego zakresu przekrojów poprzecznych zwiualizowano je w trzech przekrojach (czołowym, strzałkowym i poprzecznym – rys. 2).

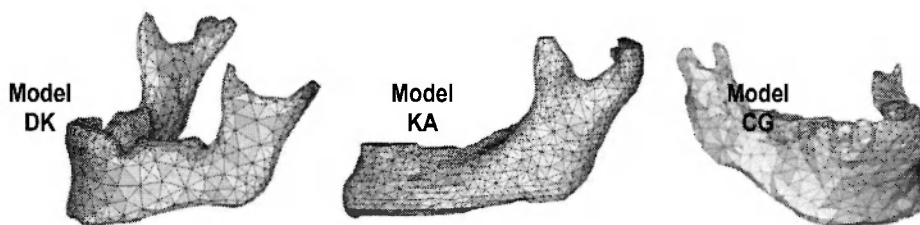


Rys. 2. Oczyszczanie tzw. maski

Po przyjęciu optymalnej dla analizy modelu skali szarości obrazu, przefiltrowano poszczególne tzw. maski. Na podstawie tak przygotowanych obrazów zostały wygenerowane modele 3D (rys. 3), które po korekcie geometrii w module Mimics Remesh zapisano w formacie Parasolid.



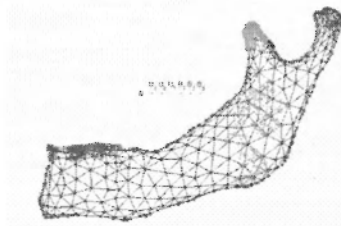
Rys. 3. Modele 3D (Mimics)



Rys. 4. Uprozczone modele siatkowe

3. MODELE NUMERYCZNE ŻUCHWY

Poszczególne wygenerowane modele geometryczne zostały zaimportowane do programu Adina, realizującego poszczególne etapy modelowania MES.



Rys. 5. Warunki brzegowe

Dla wszystkich modeli przyjęto podobne warunki brzegowe:

- utwierdzenie sztywne w części zębodołowej,
- siły węzłowe odwzorowujące działanie poszczególnych aktonów mięśniowych (żwaczy i mięśni skroniowych), przyłożone w miejscach ich zaczepów, czyli na powierzchni bocznej gałęzi żuchwy i na wyrostku dziobiastym;
- idealne połączenie (bez tarcia) między kością żuchwy i szczęką.

Zwrot i kierunek sił węzłowych przyjęto zgodny z cechami anatomicznymi [1], a ich wartość założono na podstawie danych literaturowych [1, 2, 3, 4]: dla projektu DK sumaryczne obciążenie zgryzowe – 675N, dla KA – 337N (wariant 1) i 270N (wariant 2), dla CG – 750N.

Założono liniowo-sprężysty model materiału. Ze względu na jakość obrazów z tomografii komputerowej, uniemożliwiającą precyzyjne wydzielenie granicy pomiędzy tkanką gąbczastą i korową, przyjęto na podstawie danych literaturowych uśrednione izotropowe własności materiałowe: współczynnik Poissona: $\nu=0.36$, moduł Younga: $E=9000\text{MPa}$ [7, 9].

Po uwzględnieniu powyższych założeń i wprowadzeniu danych, przeprowadzono obliczenia metodą elementów skończonych. Tabela 1 stanowi zestawienie najważniejszych wyników tych kalkulacji. Ich graficzną interpretację przedstawiają rys. 6, 7, 8, 9.

Tabela 1. Zestawienie maksymalnych naprężeń zredukowanych σ_{zred} dla każdego modelu

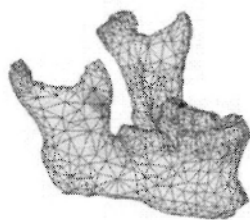
Nazwa modelu	Maksymalne naprężenia zredukowane wg. Hubnera-Misesa	
	Wartość	Lokalizacja
DK	30,27 MPa	Okolice kresy skośnej, miejsca przejścia trzonu w gałęzię żuchwy
KA-1	25,58 MPa	Górny brzeg trzonu żuchwy
KA-2	16,60 MPa	Górny brzeg trzonu żuchwy
CG	31,50 MPa	Trzon żuchwy, okolice kresy skośnej, zęby trzonowe

Wyniki analizy numerycznej przeprowadzonej dla zdrowej żuchwy pokazują, że maksymalne naprężenia zredukowane są zlokalizowane w pobliżu kresy skośnej, w miejscu przechodzenia trzonu w gałęzię żuchwy i wynoszą około 30MPa. Koresponduje to z wynikami badań doświadczalnych i literaturowymi danymi statystycznymi na temat urazów kości żuchwy. Geometria zdrowej żuchwy sprzyja równomiernemu rozłożeniu naprężeń zredukowanych, dzięki czemu tylko miejscowo występują maksymalne naprężenia, zwiększające ryzyko uszkodzenia kości.

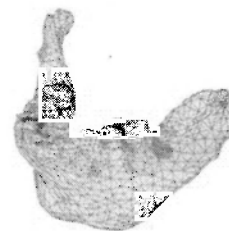
W przypadku kości żuchwy o chorobowo zmienionym kształcie (resekcja części żuchwy – KA, aplazja gałęzi żuchwy – CG) rozkłady naprężeń i odkształceń wyglądają odmiennie. Dla obu wariantów obciążenia modelu KA największe naprężenia i odkształcenia występują w pobliżu górnego brzegu trzonu oraz we wcięciu na gałęzi żuchwy. Dla wariantu z mniejszym obciążeniem maksymalne naprężenia zredukowane są mniejsze (16,60MPa – patrz tab.1), jednak zmiana wartości przyłożonych sił wpływa głównie miejscowo na naprężenia. W przypadku projektu CG maksymalne naprężenia zredukowane wystąpiły na trzonie w okolicach kresy skośnej, a także na niektórych zębach trzonowych. W przypadku tego projektu przyłożenie większego sumarycznego obciążenia zgryzowego niż w poprzednich modelach (750N) zaowocowało wystąpieniem największych naprężeń zredukowanych (31,5MPa).

Podobne różnice wystąpiły również w rozkładzie przemieszczeń. W zdrowej żuchwie największe przemieszczenia zarejestrowano na końcach wyrostków: dziobiastego i kłykciowego. Dla modelu żuchwy po resekcji (KA) największe wartości przemieszczeń zlokalizowane są w części centralnej trzonu żuchwy oraz w wyrostku kłykciowym. Natomiast w przypadku modelu z aplazją gałęzi (CG) największe przemieszczenia wystąpiły w części centralnej trzonu i (co ciekawe) na końcu lewej gałęzi żuchwy. Wydaje się, że jest to efektem obserwowanej w tej gałęzi bardziej zaawansowanej aplazji, głęboko wpływającej na równomierność współpracy kości i panewki.

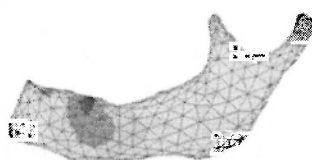
Pomimo przyjęcia kilku założeń upraszczających przeprowadzone badania pozwoliły oszacować wyężenie tkanki kostnej. Wydaje się zatem, że zastosowanie wobec kości żuchwy hipotezy wyężeniowej stosowanej dla materiałów izotropowych było w tym przypadku uzasadnione.



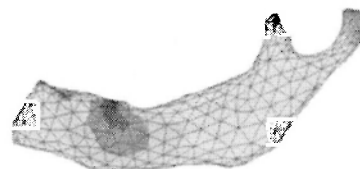
Rys. 6. Rozkład naprężen zred. – DK



Rys. 7. Rozkład naprężen zred. – CG



Rys. 8. Rozkład naprężen zred. – KA - 1



Rys. 9. Rozkład naprężen zred. – KA - 2

4. PODSUMOWANIE

Tomografia komputerowa jest efektywną metodą pozyskiwania danych dotyczących geometrii i struktury kości żuchwy, co w połączeniu z programem Mimics pozwala odtworzyć geometrię obiektu. Zastosowanie badania TK umożliwia również uchwycenie stanów niebezpiecznych dla układu kostnego, w przypadku których zwykle, fizjologiczne obciążenie może spowodować złamanie kości.

Chociaż w niniejszej pracy zostały zbadane trzy modele o różnej geometrii, wnioski, do których doprowadziły otrzymane rezultaty analiz są pod niektórymi względami zbieżne. Koncentracja naprężen zredukowanych ma wyraźnie charakter lokalny. Badania wykazały również, że okolice zakończenia gałęzi żuchwy (w szczególności wyrostek kłykciowy) są miejscem najbardziej narażonym na zmiany wywołane działaniem sił ściskających (od mięśni żwaczowych) i rozciągających (od mięśni skroniowych).

W literaturze przedmiotu panuje zgodna opinia, że ortotropowy model sprężysty w wystarczający sposób oddaje cechy materiału kostnego [3, 7, 9]. A zatem warto powtórzyć analizy MES opisane w niniejszej pracy dla takiego modelu. Celowe byłoby wykonanie podobnego badania nie tylko z podziałem na typ tkanki (zbita – gąbczasta), lecz także warto zróżnicować własności materiałowe w kierunkach naprężen głównych. Ze względu na złożoność geometryczną trudno jest na chwilę obecną wygenerować dokładne modele ortotropowe dla trzech rozpatrywanych modeli. Interesujące również by było zweryfikowanie wyników przeprowadzonych analiz poprzez przyjęcie odmiennego wariantu obciążenia żuchwy, tzn. z więzami w miejscach zaczepów mięśni oraz w stawie skroniowo-żuchwowym i obciążeniem w części zębodołowej. Warto również przeprowadzić dokładne pomiary sił zgryzowych dla żuchwy zdeformowanej chorobą lub urazami i wykonać porównawczą analizę numeryczną rozkładu naprężen w stosunku do kości prawidłowej.

LITERATURA

- [1] Bronlund J., Dumas B., Xu W.L., Jaw mechanism modeling and simulation; Mechanism and Machine Theory, 2005, 40
- [2] Fels S., Hannam A.G., Lloyd J.E., Stavness I., A dynamic model of jaw and hyoid biomechanics during chewing ; Journal of Biomechanics, 2008, 41
- [3] Fennis W.M.M., Kuijs R.H., Verdonschot N., Stolk J., Kreulen C.M., Creugers N.H.J., Generation of three-dimensional finite element models of restored human teeth using micro CT techniques, Proceed. 12th Conf.. ESB, Rogal Academy of Medicine In Ireland, Dublin 2000
- [4] Hannam A.G., Langenbach G.E.J., Peck C.C., Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening; Archives of Oral Biology, 2000, 45
- [5] Kwiatkowski K., Skalski K., Haraburda M., Cejmer W., Sowiński T., Przetwarzanie obrazów tomograficznych dla potrzeb modelowania geometrycznego kości i stawów, III Sympozjum Ortopedyczno-Radiologiczne NT. „Diagnostyka obrazowa w Ortopedii”, Wdzydze Kiszewskie k. Kościerzyny 7-9 listopada 2002.
- [6] McMinn, Fotograficzny atlas anatomii człowieka. polskie wydanie pod red. J. ST. Gieleckiego, Wrocław 2006. Wydawnictwo medyczne Urban & Partner Difin sp. zo.o., Warszawa 2004
- [7] Milewski G., Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda-implant w stomatologii; Zesz. Nauk. Pol., Kraków 2002, 89.
- [8] Osborne J.W., Baragar F.A., Predicted activity of human muscles during clenching derived from a computer assisted model [w: Journal of Biomechanics], 1985, 18
- [9] Rho J.-Y., Elastic properties of the human mandible, The 2th World Congress of Biomechanics, Amsterdam, 1994

GEOMETRIC AND NUMERICAL HUMAN JAW MODELING

Summary: A complex process of geometrical and numerical modeling of human jaw is the main subject of the paper. The process begins with CT (*Computed Tomography*) data acquisition from a real object. Next, geometrical virtual modeling follows and, finally, the process ends with calculation of strain-stress state and displacement caused by the forces of the main muscles, i.e. musculus masseter and musculus temporalis. Three models of jaw were studied, i.e. a model of the healthy jaw, a model of the jaw after resection of the right part and a model of the jaw with aplasia of the two jaw branches. In the studies the programs Mimics (geometry reconstruction) and Adina (finite element analysis) were utilised.