

Mariusz Walczak\*, Łukasz Różycki

## ANALIZA STANU NAPRĘŻEŃ W TWARDYCH TKANKACH ZĘBÓW NA PRZYKŁADZIE DOLNEGO SIEKACZA Z WYKORZYSTANIEM METODY MES

**Streszczenie.** Do analizy stanu naprężeń i odkształceń w przypadku złożonych układów mechanicznych często stosowana jest metoda elementów skończonych (MES). Metoda ta jest powszechnie wykorzystywana w procesie projektowania w dziedzinie mechaniki i inżynierii, a także w medycynie i stomatologii. Celem tej pracy było opracowanie dla twardych tkanek zęba modelu numerycznego. Utworzono trójwymiarowy model dolnego siekacza przy wykorzystaniu oprogramowania do wspomagania projektowania – CATIA V5. Obliczenia wytrzymałościowe wykonano w programie ABAQUS. Do wykonania całego modelu użyto elementów czworościennych C3D4.

**Słowa kluczowe:** dolny siekacz, twarde tkanki zębów, analiza naprężeń, metoda elementów skończonych

### Wprowadzenie

Metoda elementów skończonych jest stosowana do analizy stanu naprężeń w wielu skomplikowanych układach mechanicznych. Za pomocą metody MES można badać wytrzymałość konstrukcji, dynamikę, kinematykę i statykę, symulację odkształceń, naprężeń, przemieszczenia, a także przepływy cieczy i ciepła. Od wielu lat jest ona powszechnie stosowana w wielu dziedzinach techniki, a także w medycynie i bioinżynierii [4, 5]. W stomatologii stosowana jest do analizy zjawisk związanych z patologią narządu żucia i leczeniem [6]. Ponadto stwarza ona szerokie pole do badań symulacyjnych na modelach fizycznych i numerycznych, stanowiących alternatywę lub uzupełnienie prac wstępnych prowadzonych in vitro lub in vivo [2].

Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy numerycznej twardych tkanek zębów pozwala lepiej poznać rozkład naprężeń oraz odkształceń powstających pod wpływem obciążeń panujących w jamie ustnej człowieka [4]. Znajomość sił wywieranych na zęby i występujących przez to naprężeń pozwala zminimalizować negatywne skutki podczas rekonstrukcji uzębienia aparatami protetycznymi. Poprawna ocena zdolności do przenoszenia obciążeń przez tkankę kostną stanowi jeden z zasadniczych czynników determinujących powodzenie przy leczeniu braków zębowych z wykorzystaniem np. implantoprotez [2]. Z punktu biomechaniki wielkość sił, wyzwalanych przez mięśnie przywodzące żuchwę, jest zależna od stopnia zmęczenia i siły napięcia mięśni podczas trwania skurczu, a także ich napięcia spoczynkowego [4, 10].

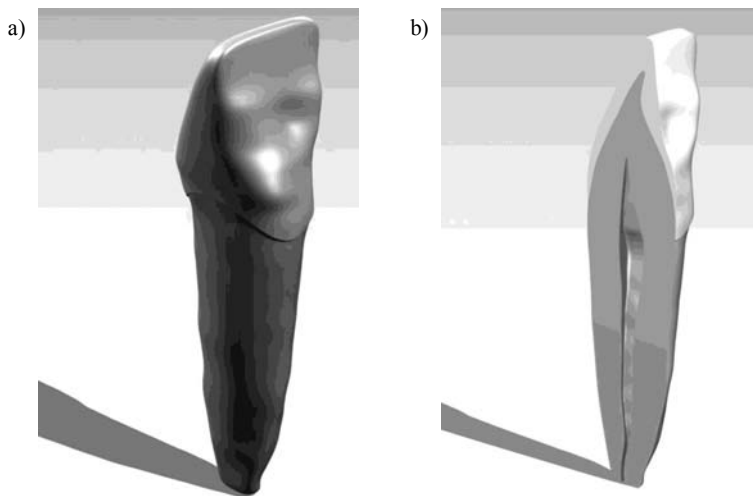
\* Katedra Inżynierii Materialowej, Politechnika Lubelska, m.walczak@pollub.pl

Do oceny wyężenia twardych tkanek stosowane są różne hipotezy m. in. Huberta-Misesa-Hencky'ego, Treski-Guesta, Burzyńskiego, de Saint-Venanta oraz Tsai-Wu [1, 4, 7, 9, 12]. Według analiz MES i wyników otrzymanych przez Milewskiego [9] jedynie słuszne i uzasadnione jest stosowanie hipotez Huberta-Misesa-Hencky'ego, Treski-Guesta oraz de Saint-Venanta w przypadku oceny wyężenia dla twardych tkanek zębów, jakimi są szkliwo i zębina.

Celem przedstawionej pracy jest ocena wyężenia twardych tkanek dolnego siekacza przeprowadzona wg hipotezy Huberta-Misesa-Hencky'ego z wykorzystaniem metody elementów skończonych.

## 1. Metodyka badań

Obiekt badań stanowił dolny siekacz. Obliczenia numeryczne MES przeprowadzono dla modelu przestrzennego 3D odwzorowującego dokładną geometrię analizowanego zęba. Model geometryczny uzyskano na podstawie zdjęć przekrojów zęba [11], w oparciu o które opracowano geometrię bryłową siekacza o anatomicznych kształtach. Model geometrii bryłowej zęba opracowano w programie CATIA V5. Opracowany model geometryczny siekacza przedstawiono na rys.1.



**Rys. 1.** Model 3-D twardych tkanek siekacza: (a) widok całego modelu, (b) przekrój poprzeczny

Stworzenie modelu twardych struktur zęba sprowadzało się do wykonania geometrii dla miążgi, zębiny oraz szkliwa. Należy tutaj zwrócić uwagę, iż miążga nie jest tkanką twardą, a zamodelowanie jej ma posłużyć jako kanał miążgowy – tj. pusta przestrzeń w zębnie.

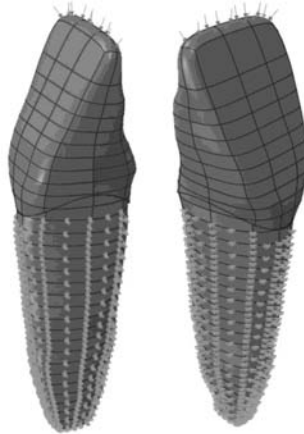
W celu przeprowadzenia analizy numerycznej z wykorzystaniem metody elementów skończonych na podstawie modelu geometrycznego 3D siekacza opracowano model dyskretny. Analizę naprężeń w tkankach twardych zamodelowanego zęba przeprowadzono w środowisku ABAQUS w wersji 6.9.

Dla opracowanego modelu, pomiędzy poszczególnymi elementami konstrukcji (szkliwem i zębina) zastosowano interakcje typu *Tie*. Interakcja *Tie* nadaje wiązanie tzw. „zszycie” ze sobą siatek elementów skończonych wewnętrznej powierzchni szkliwa z zewnętrzną częścią korony zębiny w celu zapewnienia sztywnego przenoszenia dostępnych stopni swobody.

Kolejnym etapem była definicja warunków brzegowych i obciążenia. Nadanie warunków brzegowych opierało się na odebraniu odpowiednich stopni swobody badanego ciała poprzez utwierdzenie węzłów znajdujących się na zewnętrznej powierzchni zębiny (rys. 2).

Według danych z pozycji literaturowej [3] przeciętne siły zgryzowe kształtują się od 180 do 580 N, zwiększając się od siekaczy w kierunku zębów trzonowych. Wzorując się na badaniach prowadzonych przez Milewskiego [9] przyjęto do analizy siłę 500N. Przyłożono ją w linii siecznej zęba, gdzie stykają się ząb dolny z górnym, w celu odwzorowania symulacji dla zgryzu prostego (zwanego też często obcęgowym).

Ważnym etapem przy użyciu preprocesora jest dyskretyzacja układu czyli podział na elementy skończone. Jest to również jedna z ważniejszych, o ile nie najważniejsza czynność tworzenia zadania w metodzie elementów skończonych.

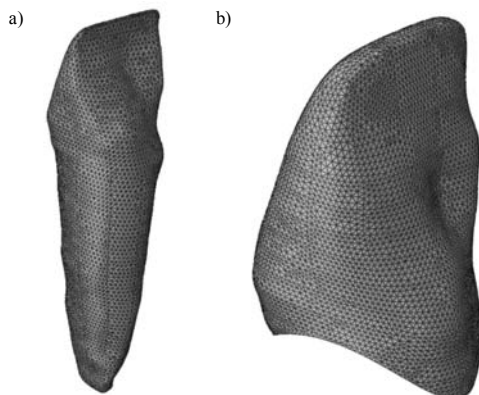


**Rys. 2.** Warunki brzegowe oraz rozkład obciążenia zastosowany do modelu zęba

Wyniki analizy w dużym stopniu zależą od doboru odpowiednich elementów oraz gęstości siatki. Jeżeli chodzi o wybór elementów skończonych, mamy do dyspozycji podstawowe główne elementy takie jak:

- *Hex* – elementy sześciennie,
- *Tet* – elementy czterosienne,
- *Wedge* – graniastosłupy o podstawie trójkąta.

W przypadku tak skomplikowanej geometrii, jaką niewątpliwie reprezentuje ludzki ząb, zastosowano elementy *Tet* pierwszego rzędu, świetnie nadające się do takich przypadków. Do dyskretyzacji tkanek twardych zęba wybrano elementy typu C3D4 (4-węzłowe elementy objętościowe z liniową funkcją kształtu, posiadające po 3 stopnie swobody w każdym węźle). Na rys. 3 przedstawiono dyskretne modele struktury zębiny i szkliwa. Model zębiny składa się z 226 837 węzłów, natomiast szkliwa z 44 080.



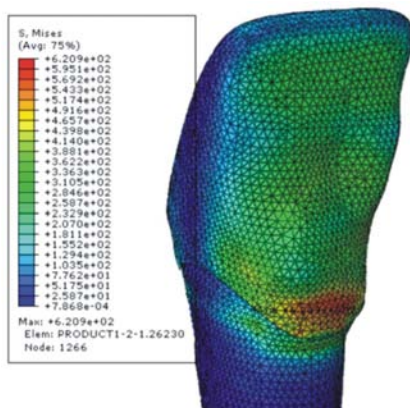
Rys. 3. Widok siatki: (a) zębiny, (b) szkliwa

Właściwości mechaniczne struktur zęba (o charakterystyce liniowo-sprężystej) zdefiniowano na podstawie poz. [9]:

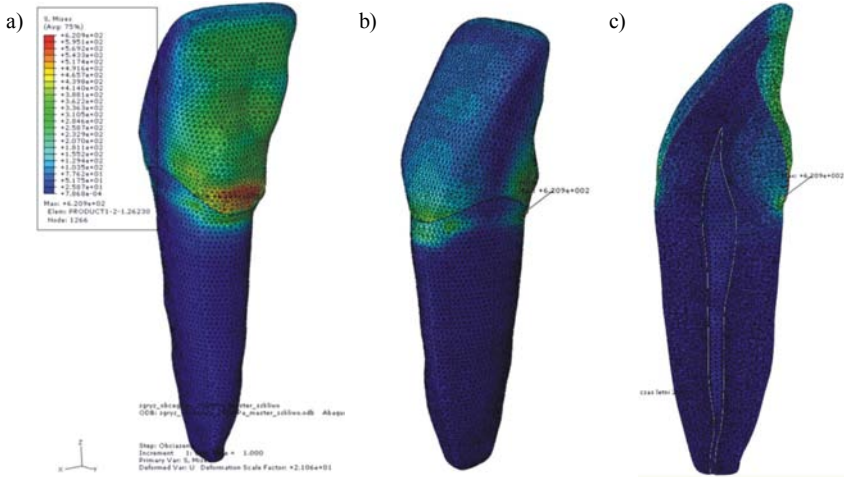
- szkliwo: moduł Younga  $E = 84\ 100\ \text{MPa}$ , liczba Poissona  $\nu = 0.33$ ,
- zębina: moduł Younga  $E = 18\ 600\ \text{MPa}$ , liczba Poissona  $\nu = 0.31$ .

## 2. Wizualizacja wyników analizy MES

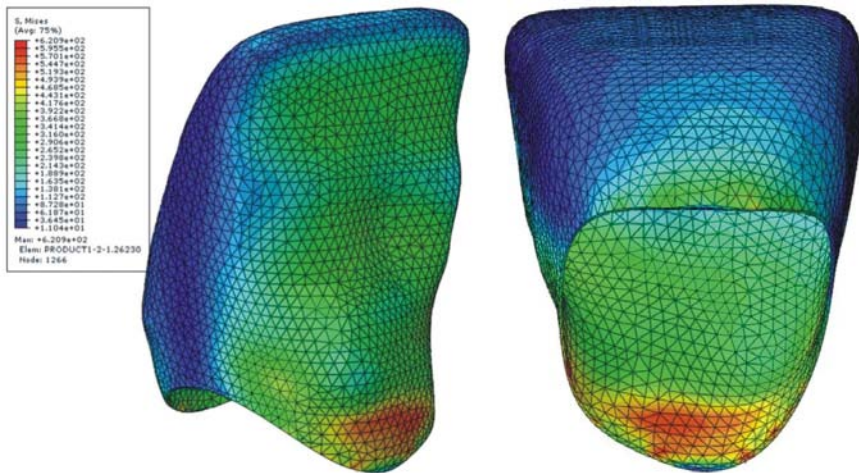
Otrzymane wyniki analizy MES pozwalają na dokonanie oceny stopnia wyęźnienia twardych tkanek zębów dolnego siekacza pod działaniem obciążenia 500 N. Analizie poddano rozkłady naprężenia zredukowanego wyznaczonego na podstawie hipotezy wytrzymałościowej Hubera-Misesa-Hencky'ego (*H-M-H*) dla poszczególnych elementów składowych struktury zęba. Wyniki zaprezentowano na rys. 4-8 w formie kolorowych zrzutów ekranowych reprezentujących rozkład naprężeń zredukowanych dla poszczególnych struktur jak i całego modelu.



Rys. 4. Rozkład naprężenia von Mises'a w modelu korony zęba



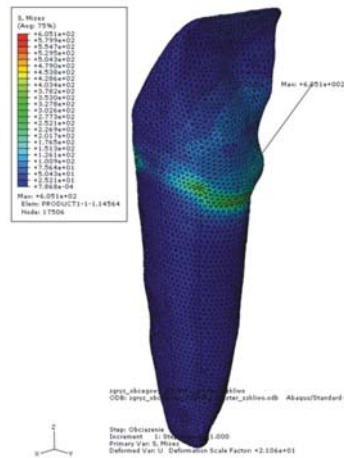
Rys. 5. Rozkład naprężenia zredukowanego w całym modelu: (a) strona dystalna, (b) strona mezjalna, (c) przekrój poprzeczny



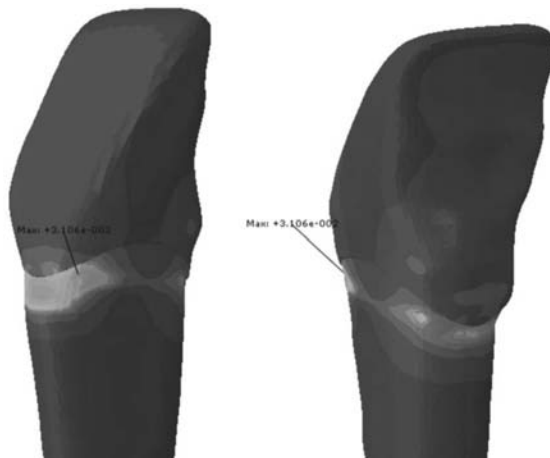
Rys. 6. Naprężenia zredukowane w szklawie

Z przeprowadzonej analizy wynika, że maksymalne wartości naprężenia zredukowanego H-M-H dla całego modelu wyniosły 620 MPa, a rozkład największych naprężeń obserwowany był w okolicach szyjki zęba, w strukturze szklawie. Miejsce to jest niewalgitczne ze względu na swoje położenie, gdzie występuje przejście struktur u podnóża korony zęba. W miejscu tym szklawo na swojej granicy ma najmniejszy przekrój poprzeczny. Milewski [9] przeprowadzając badania doświadczalne zniszczenia koron siekaczy zauważył dwa dominujące typowe rodzaje złomów zniszczeniowych koron. Pierwszy dominujący przypadek to złom przebiegający skośnie przez koronę zęba od kontaktu zgryzowego do podstawy tej korony po stronie wargowej. Natomiast drugi rodzaj złomu to złamanie korony zęba u pod-

stawy, czyli przypadek potwierdzający sytuacje, w której otrzymaliśmy największe zredukowane naprężenia (rys. 4 i 5). Na linii siecznej szkliwa (w miejscu przyłożenia obciążenia) naprężenia sięgają 112 MPa. Analizując rozkład naprężenia zredukowanego w modelu zębiny (rys. 7.) można zauważyć, że maksymalne naprężenie wynosi 605 MPa i związane jest ściśle z geometrią modelu zębiny. Mamy w tym miejscu do czynienia z nagłym zejściem „guzka”, czyli zmianą przekroju poprzecznego, gdzie obserwowany jest efekt oddziaływania mikrokarbów. W obszarze tym zanotowano największe odkształcenia rzędu 0,03 mm (kolor jasny szary – rys. 8). Pozycje literaturowe [4, 8] wskazują, że szczególnie narażony na szkodliwe działanie sił jest właśnie obszar szyjki zęba. Dlatego też, długotrwałe utrzymywanie się lub powtarzające działanie naprężeń rozciągających w tym obszarze może prowadzić ostatecznie do odłamywania się pryzmatów szkliwa i tworzenia ubytków o charakterystycznym kształcie klina i gładkich powierzchniach [4, 8].



Rys. 7. Rozkład naprężenia w zębinie



Rys. 8. Rozkład odkształceń w całym modelu siekacza

W pozostałych obszarach siekacza gradienty naprężenia zredukowanego osiągają średnie wartości:  $\sigma_z = 36\div 61$  MPa (rys. 6) dla materiału szkliva i  $\sigma_z = 25$  MPa dla zębiny (rys. 7).

### 3. Podsumowanie i wnioski

Zastosowanie metody elementów skończonych do budowy i analizy modeli numerycznych ułatwia opis pól naprężeń i odkształceń w twardych tkankach zęba w różnych sytuacjach klinicznych. Metoda elementów skończonych umożliwia realną ocenę wyteżenia twardych tkanek zębów i może pozwolić na opracowanie bardziej racjonalnych metod zapobiegania uszkodzeniom zębów powstałym pod wpływem sił zgryzowych.

Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego H-M-H dla siekacza dolnego wyniosły 620 MPa i występowały w strukturze szkliva w miejscach o najmniejszym polu przekroju w okolicy „guzka”. Ogólny poziom naprężenia zredukowanego w materiale szkliva wynosił średnio  $\sigma_z = 20\div 33$  [MPa] i zębiny  $\sigma_z = 25$  MPa.

W rzeczywistości w dużej mierze na rezultaty występujących naprężeń ma wpływ anatomiczny kształt zębów, kształt łuku zębodołowego, wzajemne położenia zębów, budowa twarzy, a także indywidualne ruchy żuchwy wykonywane podczas codziennych fizjologicznych czynności.

### Literatura

1. Ausiello P., Apicella A., Davidson C.L., Rengo S.: 3D – finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *Journal of Biomechanics* 2001, 34, pp. 1269-1277.
2. Chladek W.: *Biomechanika inżynierska narządu żucia. Zagadnienia wybrane*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008.
3. Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C., pod red. Limanowskiej-Shaw H.: *Materiały stomatologiczne*. Wyd. Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2000.
4. Dobosz A., Panek H., Dobosz K.: Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy naprężeń w twardych tkankach zębów. *Dent. Med. Probl.* 2005, 42, s.651-655.
5. Dobosz A., Panek H., Napadłek P.: Zastosowanie analizy numerycznej do oceny naprężeń w twardych tkankach zębów odbudowanych wybranymi rodzajami protez stałych. *Dent. Med. Probl.* 2005, 42, s.657-662.
6. Grzebieluch W., Ścigała K., Będziński R., Kaczmarek U.: Wstępna analiza numeryczna i doświadczalna rozkładu naprężeń w koronie zęba przedtrzonowego. *Czas. Stomat.* 2005, 7, s.473-479.
7. John A.: Hipotezy wyteżeniowe w numerycznej analizie kości miednicy człowieka. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 1999, 1, s. 215-218.
8. Lee W. C., Eakle W. S.: Stress-induced cervical lesion: Review of advances in the past 10 years. *J. Prosthet. Dent.* 1996, 75, pp. 487-494.

9. Milewski G. Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii. Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej. seria Mechanika nr 89, Kraków 2002.
10. Pichut M.: Czynniki wpływające na siły zgryzowe generowane w układzie stomatognatycznym. Porad. Stomat., 2003, 9, s. 20-23.
11. Różycki Ł.: Analiza naprężeń w twardych tkankach zębów przy zastosowaniu metody elementów skończonych. Praca magisterska, Politechnika Lubelska, Lublin 2010.
12. Sorrentino R., Aversa R., Ferro V., Auriemma T., Zarone F., Ferrari M., Apicella A.: Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with diferent post, core and crown materials. Dental Materials 2007, 23, pp. 983-993.

### **ANALYSIS OF STATE STRESSES IN HARD TISSUES OF TEETH ON EXAMPLE OF LOWER INCISOR BY USING FEM METHOD**

**Summary.** The finite element method (FEM) is often used in complex mechanical systems in order to analyse stress and strain distribution. This method is commonly used in the process of designing in mechanics and engineering as well as in medicine and dentistry. The aim of this study is to create a finite element model of the hard tissues of tooth. Three-dimensional model of lower incisor was made by means of Computer Aided Design software – CATIA V5. The software ABAQUS was used as the calculator in the simulation. Tetrahedral elements C3D4 were used for the entire model.

**Key words:** lower incisor, hard tissues of teeth, stress analysis, finite element method