

# Формирање тродимензионалног математичког модела зуба методом коначних елемената

Татјана Пушкар<sup>1</sup>, Дарко Васиљевић<sup>2</sup>, Дубравка Марковић<sup>1</sup>, Данимир Јевремовић<sup>3</sup>,  
Дејан Пантелић<sup>2</sup>, Светлана Савић-Шевић<sup>2</sup>, Бранка Мурић<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Клиника за стоматологију Војводине, Медицински факултет, Универзитет у Новом Саду,  
Нови Сад, Србија;

<sup>2</sup>Лабораторија за оптоелектронику и ласере, Институт за физику, Универзитет у Београду,  
Земун, Србија;

<sup>3</sup>Клиника за стоматолошку протетику, Стоматолошки факултет, Универзитет у Београду,  
Београд, Србија

## КРАТАК САДРЖАЈ

**Увод** Математички модел зубног патрљка намењен је испитивању интензитета и расподеле напона у зубним структурама применом методе коначних елемената. Он подразумева формирање тродимензионалних модела коришћењем стандардних геометријских тела у рачунарским програмима за параметарско пројектовање. Најједноставнији и најприступачнији начин стварања модела зуба је коришћење података из литературе о димензијама и морфолошким одликама зуба.

**Циљ рада** Циљ рада је био да се формира математички модел брушеног горњег другог премолара за анализу деформација и напона у тврдим зубним структурама изазваних различитим протетичким клиничким поступцима.

**Методе рада** Брушени зуб има облик сложеног геометријског тела и због тога је погодан за моделовање у рачунарском програму за параметарско пројектовање *SolidWorks*. Након прикупљања података о димензијама и облику зуба, приступило се изради модела разлагањем зуба (сложеног геометријског тела) на основна геометријска тела (ваљак, купу, пирамиду). Модел је затим пребачен у програм за прорачун методом коначних елемената (*Abaqus, SIMULIA, USA*). Пренос података између два програма урађен је преко *ACIS SAT*, стандардне датотеке за пренос података о тродимензионалним моделима.

**Резултати** Коришћењем рачунарског програма за параметарско пројектовање развијена су три модела брушеног горњег другог премолара: модел брушеног горњег другог премолара с очуваном пулпом, модел ендодонтски леченог горњег другог премолара са два очувана зида кавитета и модел ендодонтски леченог горњег другог премолара са два очувана зида кавитета и постављеним пулпарним кочићем.

**Закључак** Математички модел брушеног зуба добијен на основу података из литературе веома је близак морфолошким одликама стварног зуба, односно упрошћавање је урађено у најмањој могућој мери. Модел омогућава прорачун деформација и напона у зубним структурама који се јављају током њиховог лечења и функционисања стоматогнатог система.

**Кључне речи:** зубни патрљак; метода коначних елемената; биомеханика; напон; деформација

## УВОД

Метода коначних елемената (енгл. *Finite Element Analysis – FEA*) је истраживачка метода која се данас широко примењује у испитивањима биомеханичког понашања сложених биолошких структура. За разлику од експерименталних метода, као што су оптерећење испитиване структуре помоћу универзалних тест-машина [1], метода с тензометром [2] и метода с мерним плочицама као мерачима напона [3], *FEA* омогућава мерење и сагледавање напона и деформација који су изазвани различитим терапијским поступцима и њихов распоред у читавом испитиваном објекту. За разлику од осталих истраживачких техника, *FEA* пружа могућност симулације клиничких процедура до микрометарских детаља у физиолошким и нефизиолошким условима, те сагледавање утицаја појединих, изолованих фактора на биолошке системе [4, 5]. Због сложености клиничких истраживања, где на испити-

вани биолошки систем делује веома велик број фактора, као и због дужине клиничког опсервационог периода, резултати добијени помоћу *FEA* представљају корисну смерницу за разумевање биомеханичких проблема биолошких структура и прецизирање и усмеравање клиничких истраживања [6, 7].

*FEA* се примењује у стоматолошким истраживањима још од 1973. године, када су Фара (*Farah*) и сарадници објавили истраживања на аксисиметричном моделу реставрираног првог молара [7]. Највећи број радова у којима је коришћена ова методологија објављен је из области стоматолошке протетике и имплантологије; следе реставративна стоматологија, ортопедија вилица, ендодонција и орална хирургија [4].

*FEA* је коришћен и у стоматолошкој протетици за испитивање и дизајнирање различитих фиксних и мобилних зубних надокнада. Циљ свих истраживања је био да се утврди како, на пример, димензије надокнаде, дебелина метала, керамике и цементног слоја,

## Correspondence to:

Tatjana PUŠKAR  
Klinika za stomatologiju,  
Hajduk Veljkova 12,  
21000 Novi Sad, Srbija  
tatjanapuskar@yahoo.com

врста материјала од којих је израђена надокнада, упадни угао, површина оклузивног оптерећења и температурне промене у оралној средини утичу на напонска стања у оралним структурама и зубним надокнадама [4, 8-11]. У области имплантологије *FEA* се примењује у различитим испитивањима као што су: решавање проблема везаних за дизајн имплантата и протетичке супраструктуре, испитивање материјала за израду имплантата, испитивање одговора имплантата и биолошког система на оптерећење и испитивање проблема везе имплантата и кости [4, 12].

У области рестауративне стоматологије *FEA* је веома погодан за испитивање различитих рестауративних материјала и техника рада, као и утицаја дизајна кавитета на напрезања тврдих зубних ткива током адхезивних поступака рестаурације [13]. *FEA* омогућава сагледавање расподеле напона у зубним структурама који се јављају током рестауративних захвата, а који су изазвани полимеризационом контракцијом композитних материјала на бази смола [14, 15, 16]. Исто тако се и расподеле напона који се јављају као последица оптерећења зуба рестаурираних различитим материјалима и техникама могу анализирати помоћу *FEA* [6, 7, 17-21]. Механичке особине препарисаних канала корена, анализа напона током њиховог пуњења и фактори који утичу на пуцање (оштећење) ендодонтски лечених зуба само су неки од проблема који се истражују коришћењем *FEA* у области ендодонције [4, 22].

У ортодонцији, оралној и максилофацијалној хирургији *FEA* се користи за испитивање механичких одлика вилица, темпоромандибуларних зглобова и пародонталног лигамента за време жвакања, односно бруксизма, при дејству физиолошких и нефизиолошких сила [4].

Први корак у истраживању биомеханичког понашања сложених биолошких структура је формирање математичког модела који се користи за прорачуне применом *FEA*. У зависности од циља истраживања, математички модел одређене биолошке структуре, у овом случају зуба, може бити дводимензионалан или тродимензионалан. За формирање модела користе се специфични програми за параметарско пројектовање. Током деведесетих година двадесетог века рачунари нису били довољно брзи, па су се за моделовање углавном користили специјално пројектовани рачунари (графичке радне станице), а модели су се углавном радили у две димензије. Данас су рачунари довољно брзи, па се углавном формирају тродимензионални модели.

Неопходне информације о величини и облику зуба за формирање модела могу се добити на неколико начина: на основу података из литературе о димензијама и морфолошким обележјима појединих група зуба [11, 20-24], сечењем зуба и дигитализацијом добијеног низа пресека зуба, компјутеризованом томографијом (*CT*) или нуклеарном магнетном резонанцијом (*NMR*) [5, 6, 17, 18, 25].

Неопходни подаци за формирање модела зуба могу се добити његовим сечењем са одговарајућим кораком (размаком између пресека). Добијени пресеци се на од-

говарајући начин дигитализују било путем скенирања или фотографисањем помоћу дигиталног фотоапарата [5, 7, 8]. У оба случаја добијају се графичке датотеке у формату *.jpg* које служе као основа за формирање модела у програмима за параметарско пројектовање.

Веома прецизни пресеци могу се добити помоћу *CT* или *NMR* [17, 18, 25]. Обе технике су савремене и прецизне методе за формирање модела, али су већини истраживача недоступне због високе цене опреме и самог снимања. Додатну тешкоћу у раду са микро *CT* и *NMR* представља специфичан формат података, те је, да би се они могли увести у стандардне програме за параметарско пројектовање, потребан наменски развијен програм који ће добијене податке прилагодити захтевима програма за параметарско пројектовање. Поменути програми се посебно набављају и веома су скупи.

Скенирањем површине извађеног зуба *3D* скенером може се добити модел зуба који не садржи податке о унутрашњој грађи зуба, граници између глеђи, дентина и коморе пулпе. Такви модели се у научним радовима користе за испитивање мобилности зуба под утицајем различитих оптерећења [9].

Најједноставнији начин за формирање модела зуба је коришћење података из литературе о димензијама и морфолошким одликама зуба. Овај начин се заснива на формирању тродимензионалних модела коришћењем стандардних геометријских тела (ваљак, купа, пирамида, квадар,...) у програмима за параметарско пројектовање. Један од таквих програма је и *SolidWorks (SolidWorks Corporation, USA)*. Предност овог начина формирања модела је у томе што не захтева скупу и, за наше услове, врло често недостижну рачунарску опрему.

## ЦИЉ РАДА

Циљ рада је био да се применом *FEA* формира математички модел брушеног горњег другог премолара. Модел се може користити за анализу напона и деформација тврдих зубних структура изазваних различитим протетичким клиничким поступцима.

## МЕТОДЕ РАДА

Формирању математичког модела брушеног зуба претходило је прикупљање података из литературе о морфолошким одликама и димензијама горњег другог премолара (Табела 1).

Димензије и облик круне брушеног зуба добијају се на основу општеприхваћених принципа струке у вези са брушењем зуба за керамичке круне [26]. Брушени зуб има облик сложеног геометријског тела и због тога је погодан да се моделује у програму за параметарско пројектовање. Ови програми раде на следећем принципу: тело, односно предмет произвољне сложености треба разложити на основна геометријска тела (ваљак, купу, пирамиду, квадар,...) и њиховим додавањем једно на друго (сабирањем) и одузимањем фор-

**Табела 1.** Димензије горњег другог премолара  
**Table 1.** Dimensions of maxillary second premolar

Параметар Parameter	Димензија (mm) Dimensions (mm)
Висина круне Coronal length	7.5±0.6 [27]
МД ширина у пределу екватора зуба MD width in the dental equator	7.0 [27]
БЛ ширина у пределу екватора зуба BL width in the dental equator	9.0 [26]
МД ширина у пределу ГЦ споја MD width level of CE junction	4.9±0.3 [26]
БЛ ширина у пределу ГЦ споја BL width level of CE junction	7.9±0.5 [26]
МД пречник корена 4 mm од апекса MD root radius 4 mm from apex	3.2±0.6 [26]
БЛ пречник корена 4 mm од апекса BL root radius 4 mm from apex	5.0±0.7 [26]
МД пречник корена на половини дужине корена MD root radius in the midpoint	3.8±0.4 [26]
БЛ пречник корена на половини дужине корена BL root radius in the midpoint	7.0±0.7 [26]
Дужина корена Root length	13.5±1.4 [27]

МД – мезиодистални; БЛ – буколингвални; ГЦ – глеђно-цементни  
 MD – mesiodistal; BL – buccolingual; CE – cementoenamel

мира се сложено геометријско тело. Процес формирања геометријског тела почиње цртањем скице која представља основу тог тела. Да би се формирало сложено геометријско тело, неопходно је формирати велики број основних геометријских тела и њих уклапати као да су то „лего“ коцкице. Неки пут је потребно спојити два основна геометријска тела или више њих, а неки пут од сложеног одузети једно основно геометријско тело или више тела. Зато сва сложена геометријска тела која су формирана на овакав начин имају велики број површина, ивица које их раздвајају и темена у којима се те ивице сусрећу.

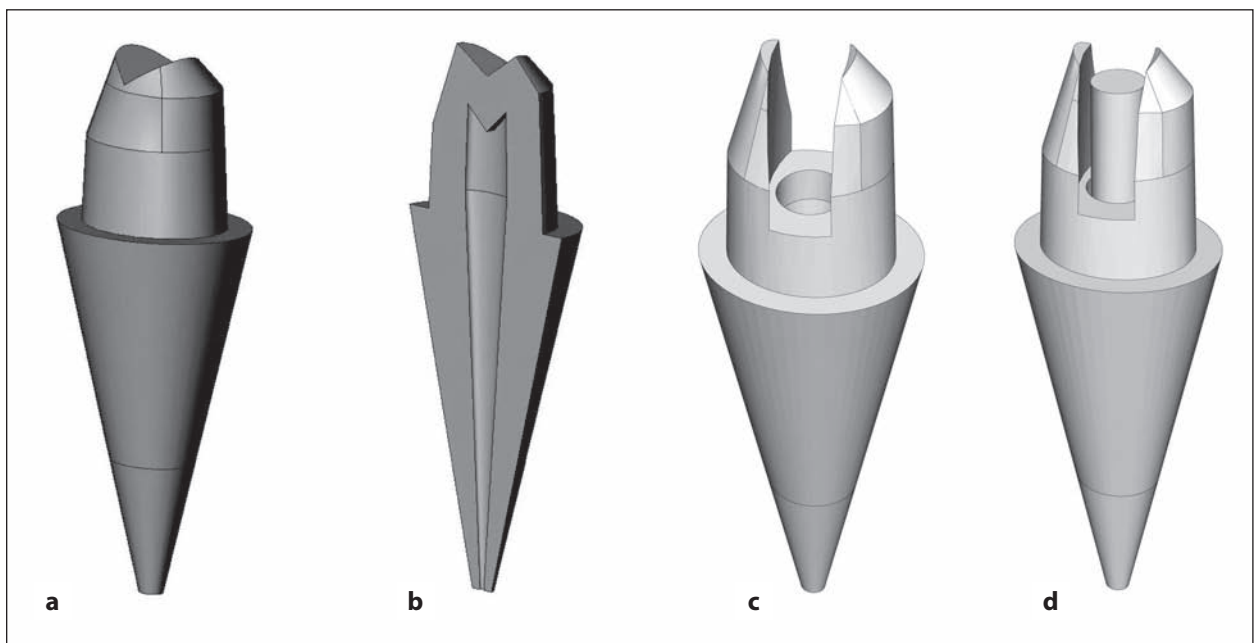
Када су модели брушеног горњег другог премолара направљени у програму *SolidWorks*, они су пребачени у програм за прорачун помоћу *FEA* (*Abaqus*, *SIMULIA*, *Dassault Systems S.A.*, *USA*). Пренос података између два програма урађен је преко *ACIS SAT*, стандардне датотеке за пренос података о тродимензионалним моделима.

На моделу је изведено дизајнирање кавитета уз постављање претходно измоделованог паралелно-коничног пулпарног кочића.

## РЕЗУЛТАТИ

Коришћењем програма за параметарско пројектовање развијена су три модела брушеног горњег другог премолара. На слици 1a приказан је модел брушеног горњег другог премолара с очуваном пулпом, а на слици 1b уздужни пресек модела. Зубни патрљак је формиран на основу савремених принципа за препарацију зуба за керамичку круну [26]. Након тога је формиран модел ендодонтски леченог горњег другог премолара са два очувана зида кавитета (Слика 1c). На слици 1d приказан је модел ендодонтски леченог горњег другог премолара са два очувана зида кавитета и постављеним пулпарним кочићем. За моделацију је одабран паралелно-конични пулпарни кочић. Коничност коренског дела омогућава уклањање минималне количине зубне супстанце при препарацији канала корена и несметано отицање вишка цемента при цементирању кочића. У табели 2 су дати подаци о броју површина, ивица и темена на моделима.

Да би програм за прорачун помоћу *FEA* уопште могао да функционише, тј. да прорачуна напоне и деформације на приказаном моделу, било је неопходно да се модел подели на велики број коначних елемена



**Слика 1.** Модел брушеног горњег другог премолара (a), у пресеку (b), с кавитетом (c), с кавитетом и постављеним кочићем (d)  
**Figure 1.** Model of abutment of maxillary second premolar (a), vertical section (b), with cavity (c), with cavity and post (d)

**Табела 2.** Број површина, ивица и темена на моделу брушеног горњег другог премолара (А), ендодонтски леченог зубног патрљка с очувана два зида кавитета (В) и ендодонтски леченог зубног патрљка с кавитетом и постављеним кочићем (С)

**Table 2.** Number of solid faces, edges and vertices on the model of maxillary second premolar (A), endodontically treated abutment with two remaining walls of the cavity (B), endodontically treated abutment with cavity and post (C)

Број Number	Модел / Model		
	A	B	C
Површине Solid faces	23	30	30
Ивице Edges	179	179	180
Темена Vertices	160	150	154

**Табела 3.** Број чворова и елемената на моделу брушеног горњег другог премолара (А), ендодонтски леченог зубног патрљка с очувана два зида кавитета (В) и ендодонтски леченог зубног патрљка с кавитетом и постављеним кочићем (С)

**Table 3.** Number of nodes and elements on the model of maxillary second premolar (A), endodontically treated abutment with two remaining walls of the cavity (B), endodontically treated abutment with cavity and post (C)

Број Number	Модел / Model		
	A	B	C
Чворови Nodes	40348	25790	29176
Елементи Elements	207870	124524	144101

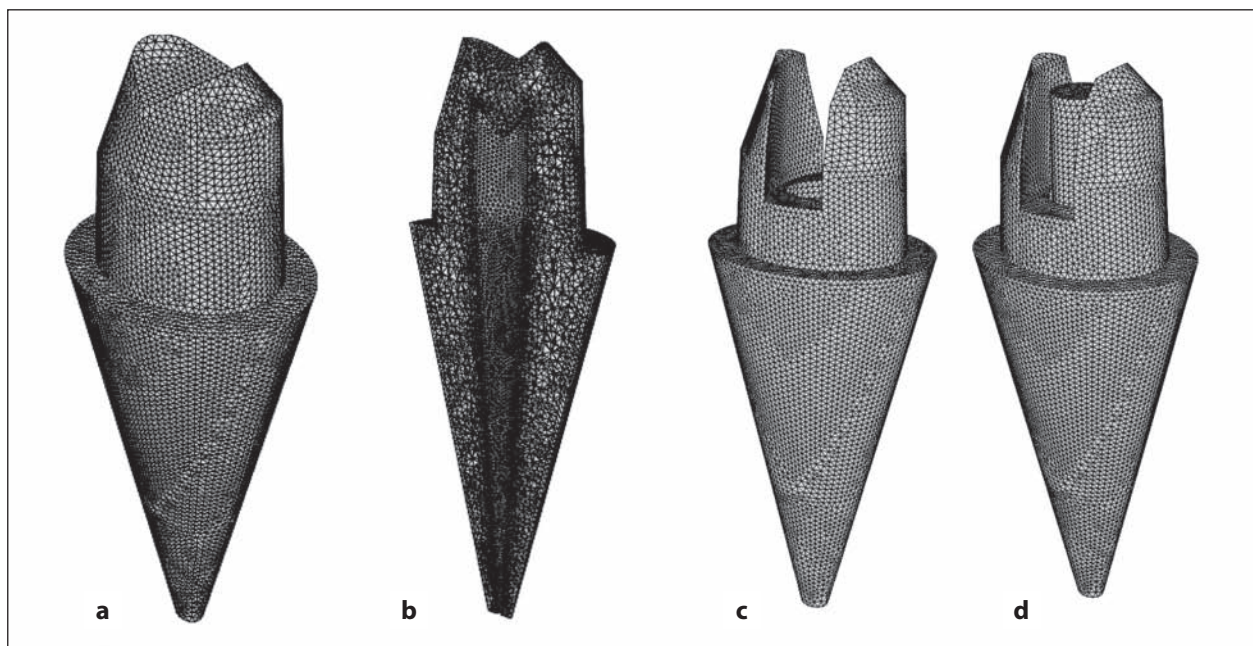
та. Због сложености модела брушеног горњег другог премолара, изабрани су линеарни тетраедри (њихова ознака у програму *Abaqus* је *C3D4*) као основа за формирање мреже коначних елемената. У табели 3 дати су подаци о броју елемената (линеарних тетраедара) и броју чворова у којима се спајају елементи за сваки од развијена три модела.

На слици 2а-д приказани су модели брушеног горњег другог премолара с формираном мрежом коначних елемената.

## ДИСКУСИЈА

Савремена истраживања у области медицине, стоматологије и различитих биоматеријала су у великој мери мултидисциплинарна. Без обзира на то што је формирање математичких модела инжењерски посао, сваки члан тима који користи *FEA* у области биомедицинских истраживања мора имати потпуна сазнања о истраживачком поступку и могућностима које ова методологија пружа. Након дефинисања проблема који се истражује, медицински део тима инжењерима мора поставити захтеве у вези с формирањем математичког модела, пружити теоријске основе за дефинисање граничних услова и податке о особинама материјала који се истражује. Истраживач мора имати јасну слику о томе у којој мери упрошћавање модела и прецизност унетих података утичу на валидност истраживања. Без познавања методологије рада у области *FEA* све претходно наведено просто није могуће.

За разлику од израде модела на основу података из литературе, приликом израде математичког модела зуба на основу анализе и мерења пресека зуба, што је често коришћена метода [5, 6, 7], постоји низ потешкоћа и проблема. Да би се од информација добијених на основу мерења или скенирања пресека зуба добио модел у дигиталном облику, потребно је применити неки од софтверских пакета за обраду и формирање дигиталног записа. Ови пакети се користе за ускоспецифичне проблеме, тако да су обично врло скупи. При анализи пресека, граница између различитих зубних ткива је тешко уочљива, а проблем ствара и материјал којим се фиксира зуб у носач приликом сечења. Он мора бити таквих особина да чврсто држи исечени слој зуба, а да се не деформише приликом сечења. Поред тога, проблем представља и објекат којим се врши сечење, јер може деформисати сам пресек.



**Слика 2.** Мешан модел брушеног горњег другог премолара (а), у пресеку (б), с кавитетом (с), с кавитетом и постављеним кочићем (д)  
**Figure 2.** Meshed model of abutment of maxillary second premolar (a), vertical section (b), with cavity (c), with cavity and post (d)

СТ и NMR су савремене и прецизне методе за формирање модела [17, 18, 25], али већини истраживача нису доступне како због високе цене њихове опреме и самог снимања, тако и због потребе за постојањем међупрограма који би омогућио да програм за дискретизацију и формирање мреже коначних елемената прихвати на тај начин добијене информације.

Формирањем модела зуба у неком од програма за параметарско пројектовање урађен је само први неопходан корак у целокупном процесу формирања модела за анализу напона и деформација. Неопходно је формирани модел увести у рачунарски програм за прорачун помоћу FEA. Овај пренос се обично врши преко стандардних типова датотека за пренос тродимензионалних модела, као што су: ACIS SAT, IGES или STEP. Када се модел зуба унесе у програм, да би се могли прорачунати напони и деформације зуба, неопходно је најпре модел зуба поделити на велики број основних геометријских елемената, који се овде називају „коначни елементи”. Процес дефинисања мреже коначних елемената или „меширања” (енгл. *mesh* – мрежа) налази се у основи свих прорачуна напона и деформација. FEA се заснива на простој чињеници да није могуће срачунати напоне и деформације тела сложене структуре, али је то зато могуће урадити за једноставна геометријска тела. Сама метода се заснива на подели тела сложене структуре на велики број једноставних геометријских тела и прорачуну напона и деформација за свако геометријско тело понаособ. Користећи адекватне математичке прорачуне и брзе рачунаре могуће је утврдити напоне и деформације тела произвољне сложености.

У приказаном раду коришћени су подаци из литературе о морфолошким обележјима и димензијама зуба за формирање упрошћеног математичког модела брушеног горњег другог премолара, као једноставан, доступан и релативно брз начин формирања модела [26, 27]. Формирани модел омогућава дизајнирање кавитета и постављање претходно измоделованих пулпарних кочића различитих облика, у зависности од потреба истраживања.

Математички модел зубног патрљка начињен у овом истраживању намењен је испитивању интензитета и расподеле напона помоћу FEA. Напони и деформације јављају се на зубном патрљку при терапијским поступцима, физиолошким и нефизиолошким оптерећењима у току функције стоматогнатог система. Ова методологија пружа могућност веома прецизне симулације клиничких процедура уз могућност сагледавања утицаја појединачних фактора на биолошки систем. Иако је интензитет напона различит, у случају да анализирамо оптерећени зубни патрљак без протетичке круне, расподела напона се не разликује значајно [28]. Поред тога, модел зубног патрљка (модел сложеног геометријског тела) чини основни модел, који се даље може модификовати, што је предност програма за параметарско пројектовање у односу на остале програме за пројектовање. То значи да, када је пројектован модел брушеног горњег другог премолара, на веома лак

начин је омогућено формирање кавитета, пласирање пулпарних кочића различитог облика или моделација протетичке круне, као и слоја цемента постављеног на патрљак, у зависности од потреба истраживања. Модел се може даље развијати и моделацијом пародонталног лигамента и околне кости. Коришћењем различитих параметара који одговарају механичким особинама рестауративних материјала који се истражују, на овом моделу се применом FEA могу испитати напонска стања при оптерећењу зубног патрљка рестаурiranог различитим врстама материјала или различитим врстама и облицима пулпарних кочића. Интензитет и расподела напона који настају као последица полимеризационе контракције композитних материјала на бази смола приликом припреме зуба за керамичке круне такође се могу на врло једноставан начин испитати на овом моделу.

Математички модел брушеног зуба добијен на основу података из литературе о морфолошким особинама зуба веома је близак изгледу стварног зуба, а морфолошко упрошћавање је изведено у најмањој могућој мери. Димензије коморе пулпе зависе од старости пацијента, претходних терапијских захвата и патолошких промена каријесне и некаријесне етиологије који су евентуално деловали на зуб [29]. Стога формирање коморе пулпе на основу података из литературе – који су, када су димензије коморе пулпе у питању, заиста штурти и веома ретки – не доводи до значајног упрошћавања модела с морфолошког аспекта. Приликом моделације брушених зуба постоји неколико специфичности и олакшавајућих околности у односу на моделовање интактних зуба. Облик брушених зуба је задата форма која у великој мери личи на геометријско тело, тако да се уз мало упрошћавање модела, коришћењем података из литературе о морфолошким обележјима и принципима препарације зуба, може добити прецизан модел. Приликом брушења зуба скоро се потпуно уклања слој глеђи, тако да се при моделацији не јавља потреба за разграничавањем глеђног слоја од дентинског.

Приликом истраживања помоћу FEA потребно је потврдити математички модел и коришћене параметре неком од експерименталних метода, а коначан и свеобухватан одговор за већину истраживаних проблема у области стоматологије дају клиничка истраживања којима FEA омогућава прецизније, лакше и брже постављање експеримента и долажење до резултата и усавршавање терапијских поступака.

С математичког аспекта, брушени зуб има облик сложеног геометријског тела. Стога је потпуно адекватно и рационално формирати математички модел брушеног зуба на основу података из литературе о морфолошким особинама зуба и просечним димензијама круне и корена. Једноставним додавањем или одузимањем геометријских тела од основног модела лако се могу дизајнирати кавитети различитог облика и пласирати пулпарни кочићи. Убацивањем података за механичке одлике различитих рестауративних материјала у програм за FEA могу се прорачуна-

ти напони и деформације при различитим протетичким процедурама.

## ЗАКЉУЧАК

Приказани математички модел брушеног зуба, формиран на основу података о морфолошким одликама зуба добијеним из литературе, веома је близак стварном зубу, јер је изведено веома мало морфолошко упрошћавање. Прорачунавањем методом коначних елемената деформација и напона зубних структура које се јавља-

ју током лечења зуба и функције стоматогнатог система могу се добити корисне информације за разумевање биомеханичких проблема и усмеравање и прецизирање клиничких истраживања, као и за усавршавање терапијских поступака.

## НАПОМЕНА

Рад је реализован у оквиру пројекта „Квантна и оптичка интерферометрија” (број 141003) Министарства за науку и технолошки развој Републике Србије.

## ЛИТЕРАТУРА

- Soares P, Santos-Filho P, Cavalcanti-Queiroz E, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont*. 2008; 17:114-9.
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. 1987; 66:1636-9.
- Sakaguchi RL, Farracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*. 1998; 14:106-11.
- Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2004; 7(5):277-303.
- Lin CL, Chang CH, Cheng CS, Wang CH, Lee HE. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput Methods Programs Biomed*. 1999; 59(3):187-95.
- Palamara JEA, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *J Dent*. 2006; 34:185-94.
- Miletić V. Analiza kontaktnih opterećenja na trodimenzionalnom modelu zuba metodom konačnih elemenata [magistarska teza]. Beograd: Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu; 2005.
- Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. FEA of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002; 23:2667-82.
- Muraki H, Wakabayashi N, Park I, Ohya T. FE contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. *J Dent*. 2004; 32:659-65.
- Magne P, Parakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a FEA of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent*. 2002; 87:516-27.
- Kamposhiora P, Papavasiliou G, Bayne S, Felton D. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *J Prosthodont*. 2000; 9:201-9.
- Stamenković D. Biomehanika oralnih implantata i nadoknada. *Srp Arh Celok Lek*. 2008; 136:73-83.
- Blažić L. Primena svetlosnih izvora sa plavim svetlosno-emitujućim diodama (LED) u polimerizaciji direktnih kompozitnih restauracija. Beograd: Građevinska knjiga; 2007.
- Pantelić D, Blažić L, Savić-Šević S, Panić B. Holographic detection of tooth structure deformation after dental filling polymerisation. *J Biomed Opt*. 2007; 12:24-6.
- Pantelić D, Blažić L, Savić-Šević S, Murić B, Vasiljević D, Panić B, et al. Real-time measurement of internal stress of dental tissue using holography. *Optics Express*. 2007; 15:6823-30.
- Pantelić D, Blažić L, Savić-Šević S, Murić B, Vasiljević D, Panić B, et al. Holographic measurement of dental tissue contraction and stress due to postpolymerisation reaction. *Acta Physica Polonica A*. 2007; 112:1155-7.
- Lin CL, Yen-Hsiang C, Perng-Ru L. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *J Dent*. 2008; 36:194-203.
- Fennis W, Kuijjs R, Barink M, Kreulen C, Verdonchot N, Creugers N. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? *Eur J Oral Sci*. 2005; 113:443-8.
- Lin CH, Chang CH, Wang CH, Ko CC, Lee HE. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in a MOD restored tooth by auto-meshed FE method. *J Oral Rehabil*. 2001; 28:517-25.
- Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *J Dent*. 2001; 29:63-73.
- Aykol H, Toparli M. A comparison of the stress analysis of an unrestored and restored tooth with amalgam and composite resin. *Mathematical and Computational Applications*. 2005; 10:89-98.
- Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Finite element analysis and strain gauge studies of vertical root fracture. *J Endod*. 2003; 29:529-34.
- Toparli M, Gokay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using 3D FEA method. *J Oral Rehabil*. 1999; 26:157-64.
- Yu WJ, Kwon TY, Kyung HM, Kim KH. An evaluation of localized debonding between fiber post and root canal wall by FE simulation. *Int Endodontic J*. 2006; 39:959-67.
- Dorow C, Sander FC. Investigation of the stress and strain profiles during intrusion and torque of a premolar. *Appl Math Mech*. 2003; 3:268-9.
- Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St. Louis: Mosby; 2006.
- Martinović Ž. Osnovi dentalne morfologije. Beograd: Službeni glasnik; 2000. p.106-125.
- Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Element in Analysis and Design*. 2001; 37:587-601.
- Ash M. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. Philadelphia: WB Saunders Company; 1993.

## Three Dimensional Mathematical Model of Tooth for Finite Element Analysis

Tatjana Puškar<sup>1</sup>, Darko Vasiljević<sup>2</sup>, Dubravka Marković<sup>1</sup>, Danimir Jevremović<sup>3</sup>, Dejan Pantelić<sup>2</sup>, Svetlana Savić-Šević<sup>2</sup>, Branka Murić<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dental Clinic of Vojvodina, School of Medicine, University of Novi Sad, Novi Sad, Serbia;

<sup>2</sup>Laboratory for Optoelectronics and Lasers, Institute of Physics, Zemun, Belgrade, Serbia;

<sup>3</sup>Clinic for Prosthodontics, School of Dentistry, University of Belgrade, Belgrade, Serbia

### SUMMARY

**Introduction** The mathematical model of the abutment tooth is the starting point of the finite element analysis of stress and deformation of dental structures. The simplest and easiest way is to form a model according to the literature data of dimensions and morphological characteristics of teeth. Our method is based on forming 3D models using standard geometrical forms (objects) in programmes for solid modeling.

**Objective** Forming the mathematical model of abutment of the second upper premolar for finite element analysis of stress and deformation of dental structures.

**Methods** The abutment tooth has a form of a complex geometric object. It is suitable for modeling in programs for solid modeling *SolidWorks*. After analysing the literature data about the morphological characteristics of teeth, we started the modeling dividing the tooth (complex geometric body) into simple geometric bodies (cylinder, cone, pyramid,...). Connecting simple geometric bodies together or subtracting bodies from the basic body, we formed complex geometric body, tooth.

The model is then transferred into Abaqus, a computational programme for finite element analysis. Transferring the data was done by standard file format for transferring 3D models ACIS SAT.

**Results** Using the programme for solid modeling *SolidWorks*, we developed three models of abutment of the second maxillary premolar: the model of the intact abutment, the model of the endodontically treated tooth with two remaining cavity walls and the model of the endodontically treated tooth with two remaining walls and inserted post.

**Conclusion** Mathematical models of the abutment made according to the literature data are very similar with the real abutment and the simplifications are minimal. These models enable calculations of stress and deformation of the dental structures. The finite element analysis provides useful information in understanding biomechanical problems and gives guidance for clinical research.

**Keywords:** abutment; finite element analysis; biomechanics; stress; deformation

Примљен • Received: 23/01/2009

Прихваћен • Accepted: 23/02/2009