

Компаративна анализа једностране и конвенционалне скелетиране протезе применом методе коначних елемената

Катарина Радовић¹, Александра Чаировић¹, Александар Тодоровић¹, Ивица Станчић¹, Александар Грбовић²

¹Клиника за стоматолошку протетику, Стоматолошки факултет, Универзитет у Београду, Београд, Србија;

²Машински факултет, Универзитет у Београду, Београд, Србија

КРАТАК САДРЖАЈ

Увод У лечењу једностране крезубости користе се различити облици мобилних надокнада. Једностране комплексне протезе са прецизним везним елементима нису често у употреби. Ради расветљења проблема једнострано слободног седла и примене протезе која не поседује велику спојницу, у овом раду је приказано истраживање функционалности ове мање познате надокнаде.

Циљ рада Циљ рада је био да се испитају и упореде добијени напони једностране комплексне и конвенционалне парцијалне скелетиране протезе под оптерећењем.

Методе рада У компјутерском програму *CATIA V5* направљени су тродимензионални модели једностране комплексне протезе с одговарајућим потпорним структурама (ретенциони зуби – очњак и први премолар с наменским круницама, алвеоле и пародонтални простор) и класичне скелетиране протезе с ливеним кукицама. Ради валидности добијених резултата, моделирање је обављено у природној величини. Применом методе коначних елемената извршена је компаративна анализа вредности добијених напона при оптерећењу силама од 300 N у пределу другог премолара, 500 N у пределу првог молара и 700 N у пределу другог молара.

Резултати Прорачун је дао слику понашања целог модела једностране комплексне парцијалне протезе с ретенционим зубима и слику целог модела класичне скелетиране парцијалне протезе које су представљене у облику напона при различитим условима оптерећења. Унета оптерећења изазвала су висок ниво напона на моделу и зубима носачима, али у границама физиолошке подношљивости.

Закључак Напони на потпорним структурама једностране комплексне протезе који су настали услед дејства примењених сила били су у подношљивим физиолошким границама. У условима истог оптерећења применом методе коначних елемената добијају се веома сличне вредности напона једностране комплексне протезе и конвенционалне скелетиране протезе.

Кључне речи: једнострана комплексна протеза; метода коначних елемената; расподела напона

УВОД

У лечењу једностраног слободног седла користе се различити облици зубних надокнада. У условима када је из било којег разлога немогуће израдити надокнаде на имплантацијама, неопходно је индиковати коришћење парцијалне протезе [1]. Досад коришћени облици надокнада испуњавају све профилактичке и механичке захтеве, али услед велике спојнице или протезне плоче које имају у свом саставу, нису комфорне за пацијента. Величина конструкције, нагони за повраћањем и западање хране главни су разлози због којих пацијенти одбијају ове врсте протеза [2, 3, 4].

Пројектовање било које конструкције, па и зубне надокнаде, захтева познавање особина напона и деформација у условима оптерећења. Усна шупљина са својим биолошким одликама и функционалним и парафункционалним силама, естетским захтевима и ограниченим просторним могућностима има мноштво специфичности. Зубна надокнада и биолошке структуре стоматогнатог система под дејством сила жвакања под-

лежу истим физичким законитостима. Ово су разлози због којих је при избору врсте и облика зубне надокнаде значајно утврдити понашање како зубне надокнаде, тако и њених носача у условима оптерећења [5].

Вилице у којима нема зуба по својој природи нису ткива отпорна на притисак. Истраживања су показала да алвеоларна муккоза и гингива могу да се прилагоде на нефизиолошке захтеве уколико су протезе коректно оптерећене. Ткива пародонцијума најбоље прихватају оптерећење уколико је оно аксијално усмерено. Добром проценом постојећег стања, одговарајућом припремом потпорних ткива и зуба за пријем и расподелу оклузалних и других оптерећења, одабиром одговарајуће везе елемената ослободених на зубе и слузокожу, одређивањем величине базе будуће протезе и успостављањем оптималног оклузалног комплекса омогућава се очување природних ресурса у дужем периоду [6]. Осим несклада између потребе преноса притиска жвакања и могућности примања притиска од стране преосталих зуба и мукоосеалног сегмента, постоји читав низ других фактора који отежавају протезе

Correspondence to:

Katarina RADOVIĆ
Partizanske avijacije 37
11000 Beograd
Srbija
bgbojanr@yahoo.com

тичку терапију једностране крезубости. Међу њима би се могли навести облик, величина и структура коштаног сегмента, величина, правац и дужина деловања силе жвакања, прецизност израде протезе и друго.

Једнострана комплексна парцијална протеза захтева комбинацију фиксне и мобилне надокнаде и сматра се надокнадом високих функционалних, естетских и превентивних вредности (Слика 1) [7]. Основна предност ове протезе у поређењу с конвенционалном јесте изостанак велике спојнице, што доприноси већем комфору за пацијента (Слика 2).

За ретенцију ових протеза користи се посебна врта екстракоронарног атечмена типа резе. У овом раду је анализирана протеза са тзв. *SD-snap-in latch* атечменом фирме *Servo-Dental*. Атечмен се састоји од примарног и секундарног дела (Слика 3). Примарни део је смештен на фрезованој круници носача, док секундарни део у оквиру једностраног седла има специјално дугменце које „закључава” целу надокнаду. Када је надокнада закључана, немогуће је одвојити седло са фиксног дела, што спречава гутање протезе. Пацијент скида и ставља протезу притиском на дугме које је у саставу мобилног дела протезе (Слика 4).

Задатак везног елемента је да обезбеди ретенцију и вођење протезе. Носачи су најмање два терминална

зуба повезана у блок. Морају имати дугачке клиничке крунице, очуван пародонцијум, а уколико су ендодонтски адекватно санирани, морају бити збринуте одговарајућом надоградњом. Немогућност репаратура и специфичност техничке израде су главни недостаци једностране комплексне парцијалне протезе.

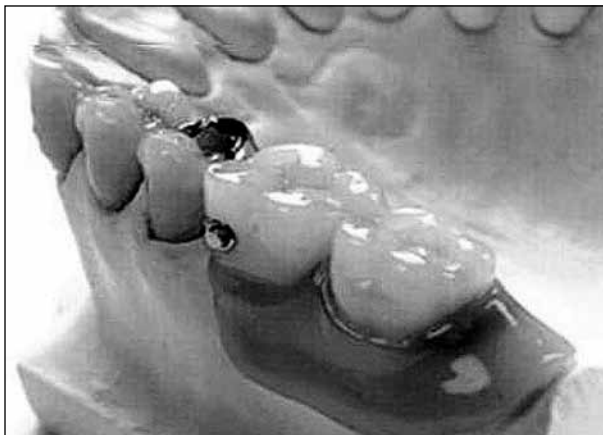
Кроз компаративну анализу примена конвенционалне скелетиране протезе овај рад покушава да одговори на дилему практичара да ли су потпорне структуре у саставу једностране комплексне протезе сувише оптерећене с обзиром на изостанак велике спојнице.

ЦИЉ РАДА

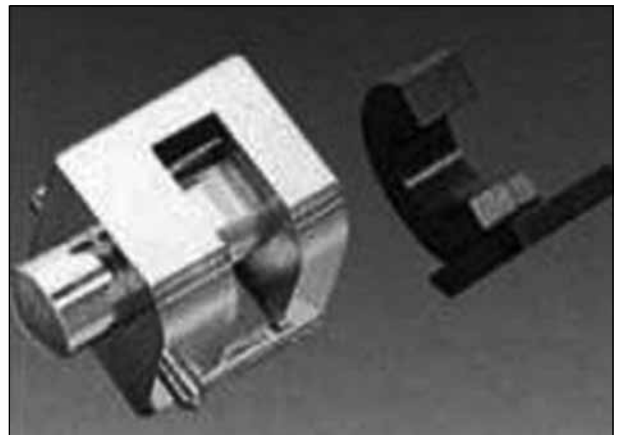
Циљ рада је био да се одреде вредности и упореде напоми једностране комплексне и конвенционалне парцијалне скелетиране протезе под оптерећењима *in vitro*.

МЕТОДЕ РАДА

У компјутерском програму *CATIA V5* најпре је моделиран фиксни део једностране комплексне протезе с одговарајућим потпорним структурама (ретенцио-



Слика 1. Једнострана комплексна парцијална протеза и дугме за закључавање протезе на моделу
Figure 1. Unilateral removable partial denture and locking attachment on the model of upper jaw



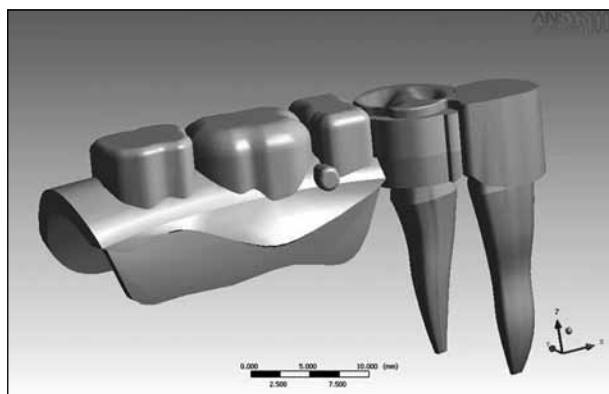
Слика 3. *SD-snap-in latch* атечмен фирме *Servo-Dental*
Figure 3. *SD-snap-in latch* attachment, *Servo-Dental*



Слика 2. Једнострана комплексна парцијална протеза у устима пацијента
Figure 2. Unilateral removable partial denture on upper jaw



Слика 4. Раздвајање једностране комплексне парцијалне протезе
Figure 4. Separated fixed and mobile part of unilateral removable partial denture



Слика 5. Тродимензионални компјутерски модел једностране комплексне протезе са тзв. *snap-in latch* атеченом

Figure 5. 3D computer model of unilateral removable partial denture with snap-in latch attachment

ни зуби – очњак и први премолар са наменским круницама, алвеоле, пародонтални простор) који је атеченом повезан с мобилним делом парцијалне протезе – модел број 1). Мобилни део се састоји од металне основе прекривене акрилатом са три зуба (други премолар, први и други молар). Ради валидности добијених резултата, моделирање је извршено у природној величини (Слика 5).

У складу с подацима из литературе [8], висина крунице моделованог очњака је била 9,5 mm, а мезиодистална ширина 7,5 mm. Дужина моделованог корена је била 16,62 mm. Висина круничног дела моделованог првог премолара је била 8,5 mm, а мезиодистална ширина 7,5 mm. Дужина корена је била 14,5 mm. Дужина моделованог слободног седла је била 28,27 mm. Димензије модела вештачких зуба биле су: ширина крунице другог премолара 5,16 mm, а висина 7,5 mm; висина крунице првог молара 7,5 mm, а мезиодистална ширина 10,5 mm; висина крунице другог молара 7 mm, а ширина 8,22 mm.

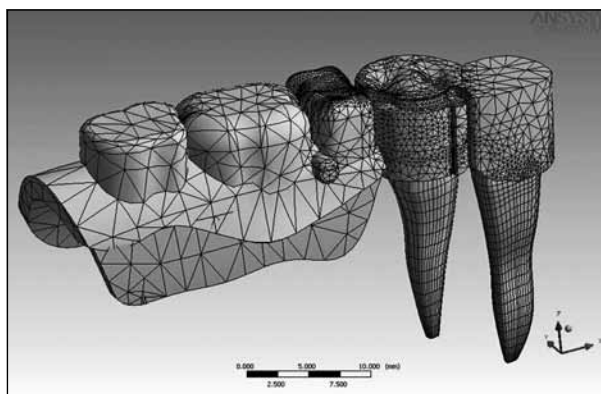
Услед високоеластичних својстава пародонцијума и слузокоже, ослонци фиксног и мобилног дела надокнаде могли би се дефинисати као „мекани” ослонци, што је на моделу представљено системом опруга одређене крутости [9, 10].

За прорачунски модел једностране комплексне протезе формирана је мрежа коначних елемената одговарајуће густине. Сви материјали употребљени у моделу су били изотропни. За разматрани структурни модел коришћен је тип коначних елемената – тродимензионални десеточворни тетраедар (опција од двадесеточворног, тзв. цигла-елемента). Број чворова и елемената мреже за различите вредности оптерећења приказан је у табели 1. Изглед мреже модела једностране

Табела 1. Број чворова и елемената мреже при оптерећењима од 300 N, 500 N и 700 N

Table 1. Number of mesh nodes and elements for forces of 300 N, 500 N and 700 N

Оптерећење (N) Force (N)	Број чворова Number of nodes	Број елемената Number of elements
300	150058	91173
500	154451	94136
700	144495	86780



Слика 6. Мрежа коначних елемената модела једностране комплексне протезе

Figure 6. Finite element mesh of unilateral removable partial denture

комплексне протезе с потпорним структурама приказан је на слици 6.

Подаци о особинама материјала (Јангов модул еластичности и Поасонов коефицијент) који су коришћени у анализи напонских стања методом коначних елемената код свих испитиваних модела приказани су у табели 2 [11].

На моделу су примењене вертикалне силе од 300 N, 500 N и 700 N на нападним тачкама у пределу другог премолара, те првог и другог молара, како би се испитивани, компјутерски генерисани модели изложили најнеповољнијим условима када је у питању величина оптерећења [12]. У овом раду примењена сила је преведена у притисак према формули $p=F/S$ (интензитет силе подељен с вредношћу величине површине на коју сила делује) ради добијања што реалније слике и резултата експеримента. Вредности примењених сила претворених у притисак приказане су у табели 3.

Табела 2. Механичке особине материјала коришћених у раду [11]
Table 2. Mechanical characteristics of used materials [11]

Материјал Material	Јангов модул еластичности (MPa) Young's modulus of elasticity (MPa)	Поасонов коефицијент Poisson's ratio	Аутор Author
Глеђ Enamel	4.1×10^4	0.30	Rubin
Дентин Dentin	1.9×10^4	0.31	Rubin
Цемент корена Root cement	1.37×10^4	0.35	Peters
Пулпа Pulp	0.000207×10^4	0.45	Rubin
Пародонтални лигамент Periodontal ligament	0.00689×10^4	0.45	Reinhard
Гингива Gingiva	0.00196×10^4	0.30	Reinhard
Алвеоларна кост Alveolar bone	0.137×10^4	0.30	Gtingor
Легура злата Gold alloy	7.70×10^4	0.33	Reinhard
Co-Cr-Mo Co-Cr-Mo	23×10^4	0.33	Stamenković
Керамика Ceramics	6.9×10^4	0.33	Anusavice

Табела 3. Приказ вредности примењених сила на оклузалне површине другог премолара, првог и другог молара претворених у притисак

Table 3. Values of forces and pressures used on occlusal surface of second premolar, first and second molar

Оптерећење (N) Force (N)	Површина дејства (mm ²) Area (mm ²)	Притисак (MPa) Pressure (MPa)
300	15.284	19.6284
500	29.086	17.1904
700	38.459	18.2012

Бочна сила представља трансверзалну силу усмерену на букалну површину зуба, а у литератури се наводи да је однос интензитета вертикалне и бочне силе 10:1 [9]. Имајући у виду да је током пилот-студије утврђено да бочне силе немају битног значаја на напонску слику, бочна сила није касније узета у разматрање.

У истом компјутерском програму моделирана је у реалној величини и конвенционална скелетирана протеза с ретенционим зубом и потпорним структурама (модел број 2). Као велики конектор одабрана је трансверзална спојница која је за овај случај крезубости најприхватљивији и најчешће индикован облик непчане спојнице. Смештена на равним површинама непчаног свода, она међусобно повезује слободно седло са зубима супротне стране вилице у трансверзалном правцу. Спојница је постављена на средини непца, управно на медијалну сагиталну линију непца.

Одабрани ретенциони елементи биле су ливене кукице. Бонихард кукица је постављена на први премолар с удвострученим оклузалним наслоном који се пружа једним делом на мезијалној, а другим на дисталној површини очњака и првог премолара. Овај избор ретенционих елемената пружа могућност адекватне ретенције и стабилизације слободног седла. При изради класичне парцијалне скелетиране протезе, за случај једнострано скраћеног зубног низа, протезу је могуће ослонити на три зуба, тј. постоји троугласта површина ослањања уколико то дозвољава распоред зуба. На супротној страни вилице је одабрана Бонвил кукица, која је уобичајен избор када треба повезати слободно или уметнуто седло протезе на једној половини вилице с преосталим зубима на супротној страни између којих нема безубог простора. Димензије зуба су биле истоветне димензијама модела број 1 [13].

За компјутерски генерисан модел класичне скелетиране протезе с ливеним кукицама као ретенционим елементима формирана је мрежа одговарајуће густине. Број чворова и елемената овог модела није зависио од оптерећења, што је приказано у табели 4.

Табела 4. Број чворова и елемената при оптерећењима од 300 N, 500 N и 700 N

Table 4. Number of nodes and elements for forces 300 N, 500 N and 700 N

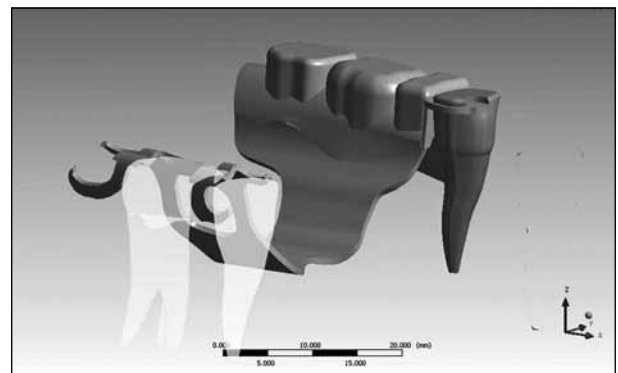
Оптерећење (N) Force (N)	Број чворова Number of nodes	Број елемената Number of elements
300	93804	60572
500	93804	60572
700	93804	60572

За разматрани структурни модел коришћен је, као и код првог модела, тип коначних елемената – тродимензионални десеточворни тетраедар (опција од двадесеточворног тзв. цигла-елемента) [14]. Изглед мреже коначних елемената класичне скелетиране протезе и одговарајућих потпорних структура приказан је на сликама 7 и 8.

Оптерећење испитиваног компјутерски генерисаног модела класичне скелетиране протезе било је истоветно оптерећењу модела једностране протезе.

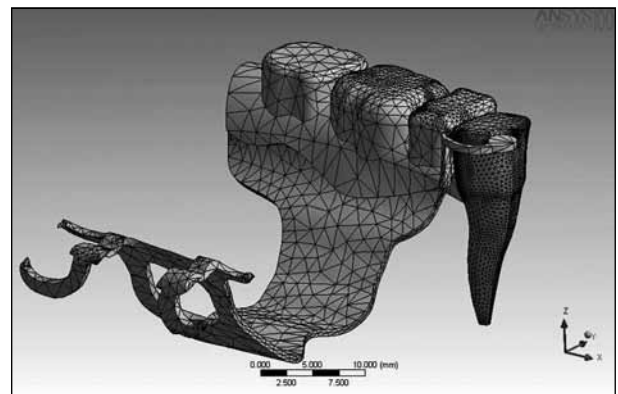
Анализе напона једностране комплексне и конвенционалне скелетиране парцијалне протезе под дејством дефинисаних оптерећења обављене су методом коначних елемената. Ову методу су први пут у стоматологији применили Фара (*Farah*) и Крејг (*Craig*) раних седамдесетих година двадесетог века за оптимизацију и дизајн рестаурација зуба [15].

Поступак анализе модела помоћу методе коначних елемената обухватио је: дефинисање мреже коначних елемената на основу виртуелног тродимензионалног модела, избор материјала и дефинисање њихових особина, дефинисање ослонаца (тзв. граничних услова), одређивање величине, правца и начина уношења оптерећења и, коначно, прорачун добијених резултата. У моделирању су коришћена четири типа коначних елемената: *SOLID 187*, *CONTA 174*, *TARGE 170* и *SURF 154*. Прорачун је изведен у програму за примену методе коначних елемената *ANSYS Workbench v.10* [16, 17].



Слика 7. Тродимензионални модел класичне скелетиране протезе

Figure 7. 3D computer model of removable partial denture



Слика 8. Мрежа коначних елемената модела класичне скелетиране протезе

Figure 8. Finite element mesh for model of removable partial denture

РЕЗУЛТАТИ

Применом методе коначних елемената обављени су прорачуни са планираним оптерећењима модела једностране комплексне протезе *Kennedy* класе II и модела конвенционалне скелетираних протезе *Kennedy* класе II. Прорачун је дао слику понашања целог модела једностране комплексне парцијалне протезе с ретенционим зубима (први премолар и очњак) и слику целог модела класичне скелетираних парцијалне протезе с ретенционим зубом (први премолар), које су представљене у облику напона при различитим условима оптерећења.

Напони целог модела једностране комплексне протезе, као и ретенционих зуба, с повећањем силе и померањем нападне тачке према дистално смањују своје вредности (Табела 5). Овакво понашање настаје услед еластичне везе између фиксног и мобилног дела надокнаде. Понашање слободног седла једностране протезе под оптерећењем је у складу са Шпикермановим (*Spiekermann*) истраживањем [18]. Мезијална трећина седла под оптерећењем доводи до транслаторних кретања, средња трећина има комбинацију транслације и ротације, док дистална трећина показује чисту ротацију.

Померањем нападне тачке силе добија се и повољнији распоред напона на моделу. При дејству силе од 300 N максимални напон је концентрисан на седлу протезе, док је при дејству сила од 500 N и 700 N највећи напон на атечмену, који би, према својим конструкционим одликама, требало да издржи таква оптерећења (Слике 9, 10 и 11). Добијени резултати говоре у прилог чињеници да је потребна максимална екстензија

Табела 5. Добијене вредности напона целог модела и првог премолара при оптерећењу модела 1 силом од 300 N с нападном тачком у пределу другог премолара, силом од 500 N с нападном тачком у пределу првог молара и силом од 700 N с нападном тачком у пределу другог молара

Table 5. Stress values for model 1 and for first premolar obtained for force 300 N used on second premolar, force 500 N used on first molar and force 700 N used on second molar

Оптерећење (N) Force (N)	Напон целог модела 1 (MPa) Stress for model 1 (MPa)	Напон првог премолара (MPa) Stress for first premolar (MPa)
300	582.15	263.47
500	485.16	96.78
700	355.73	24.45

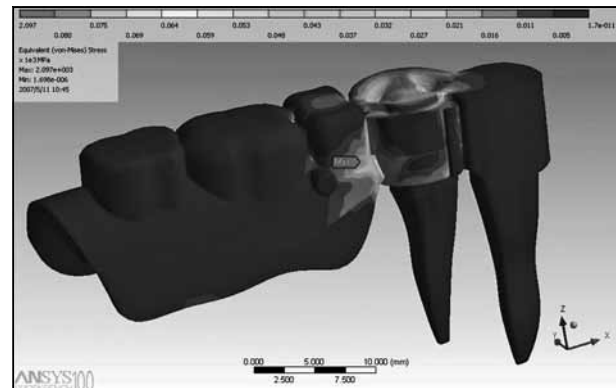
Табела 6. Добијене вредности напона целог модела и првог премолара при оптерећењу модела 2 силом од 300 N с нападном тачком у пределу другог премолара, силом од 500 N с нападном тачком у пределу првог молара и силом од 700 N с нападном тачком у пределу другог молара

Table 6. Stress values for model 2 and for first premolar obtained for force 300 N used on second premolar, force 500 N used on first molar and force 700 N used on second molar

Оптерећење (N) Force (N)	Напон целог модела 2 (MPa) Stress for model 2 (MPa)	Напон првог премолара (MPa) Stress for first premolar (MPa)
300	478.01	280.30
500	384.00	68.59
700	293.00	92.16

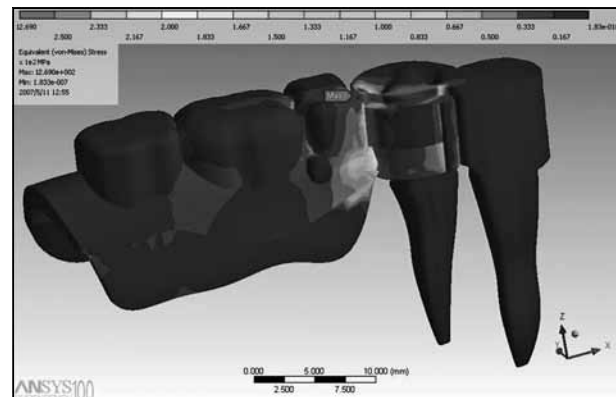
слободног седла да би се смањило оптерећење на потпорна ткива (Табела 5) [18].

Напони целог модела класичне скелетираних протезе, као и ретенционих зуба, с повећањем силе и померањем нападне тачке према дистално смањују своје вредности (Табела 6). Максимални напон при оптерећењу од 300 N концентрисан је на прелазу између седла и велике спојнице, док се с померањем нападне тачке уочава да је највећи напон на малој спојници, што го-



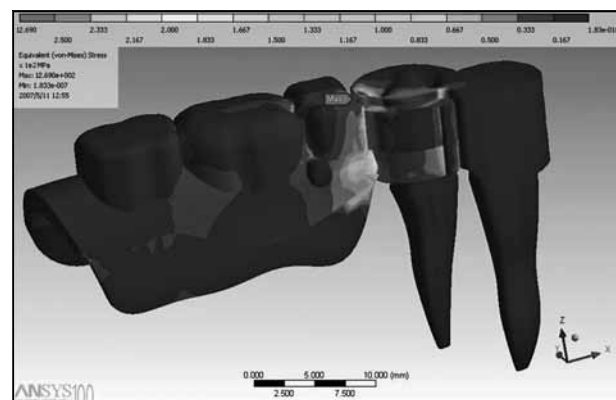
Слика 9. Напон целог модела 1 при деловању силе од 300 N у пределу другог премолара

Figure 9. Stress values for model 1, applied force 300 N on second premolar



Слика 10. Напон целог модела 1 при деловању силе од 500 N у пределу првог молара

Figure 10. Stress values for model 1, applied force 500 N on first molar



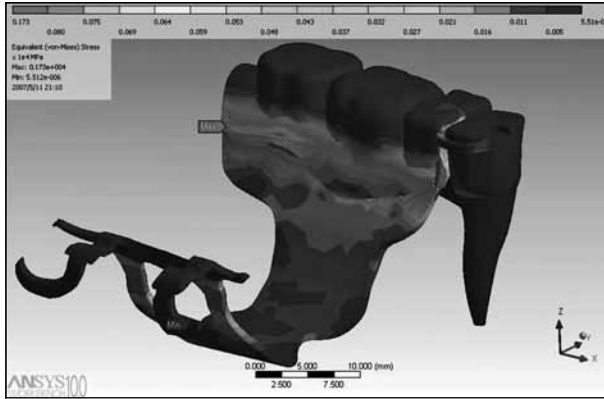
Слика 11. Напон целог модела 1 при деловању силе од 700 N у пределу другог молара

Figure 11. Stress values for model 1, applied force 700 N on second molar

вори у прилог теорији да је неопходно да велика спојница буде крута (Слике 12, 13 и 14).

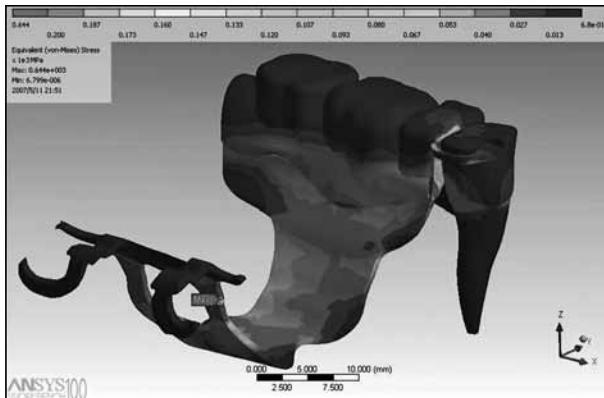
ДИСКУСИЈА

Познавање и проучавање дејства силе на зубне надокнаде и њихова дистрибуција с надокнаде на зубе носаче, потпорна ткива и преостале зубе, као и на сто-



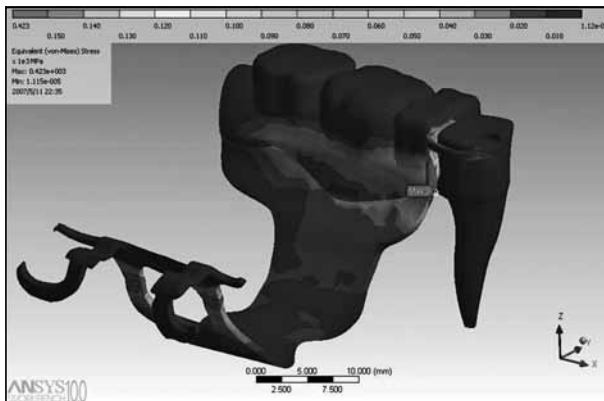
Слика 12. Напон целог модела 2 при деловању силе од 300 N у пределу другог премолара

Figure 12. Stress values for model 2, applied force 300 N on second premolar



Слика 13. Напон целог модела 2 при деловању силе од 500 N у пределу првог молара

Figure 13. Stress values for model 2, applied force 500 N on first molar



Слика 14. Напон целог модела 2 при деловању силе од 700 N у пределу другог молара

Figure 14. Stress values for model 2, applied force 700 N on second molar

магнати систем у целини, основ је свих реконструктивних захвата у стоматологији. Да би зубна надокнада била биолошки оправдана, потребно је да се одговарајућим избором материјала и дизајном конструкције обезбеди повољна расподела сила жвакања. Од изузетне је важности познавање механичких особина зубних надокнада и потпорних ткива, као и њихово понашање у условима оптерећења [19-22].

У овом раду се функционална вредност једностране комплексне протезе разматрала кроз поређење с конвенционалном скелетираном протезом у условима истоветног оптерећења. Код једностране комплексне протезе се може говорити о линијском ослањању у виду тангенте. Како је крак силе већи од крака отпора, стабилизација протезе представља проблем. С обзиром на то да потпорна ткива ове врсте протезе, пародонцијум ретенционог зуба и мукоперност безубог седла не показују истоветне особине, апсолутно равномерно оптерећење потпорних ткива је готово немогуће [8]. Најприближније оптерећење ова два ткива се може остварити еластичном везом слободног седла и ретенционог зуба и екстензијом слободног седла.

Проблем расподеле напона на ретенционом зубу је веома сложен, како због његове нехомогене грађе, тако и због постојања различитих структура и материјала који су у саставу протетичке надокнаде [14, 23]. Проблем се даље компликује услед великог утицаја свих фактора у вези са силама жвакања (јачине, правци и смерови дејстава), а при свему томе треба имати на уму и просторну грађу, тј. тродимензионалност зуба. Овако сложене појаве се не могу испитивати класичним методама прорачуна које се примењују у техници, док се методом коначних елемената може доћи до значајних закључака [24-27].

У стручној литератури наводе се бројни подаци у вези са проблемом одређивања величина и правца дејства сила жвакања [7]. Силе жвакања су индивидуално веома различите. Разлике постоје у местима уношења оптерећења, величинама сила, њиховим правцима дејства и трајању. На ове разлике, као што је познато, утичу и број и распоред преосталих зуба у устима, врсте зубних надокнада и развијеност мастикаторне мускулатуре [28].

С обзиром на различите податке из литературе у вези са максималном загрижајном силом, тешко је извести закључак о томе који интензитет силе треба узети приликом дефинисања оптерећења модела. Методом коначних елемената је испитивано понашање протеза са једностраним слободним седлом под дејством сила од 150 N, 210 N и 300 N у пределу првог и другог молара. Закључено је да потпорне структуре показују задовољавајуће понашање под примењеним оптерећењем [28].

У нашем истраживању разматрано је оптерећење у пределу другог премолара силом од 300 N, првог молара силом од 500 N и другог молара силом од 700 N и у правцу уздужне осе зуба носача. Унета оптерећења на оба модела изазвала су велике реакције ослонаца и висок ниво напона на зубима носачима. Ове екс-

тремне вредности сила су граничне вредности оптерећења, тако да, уколико ове надокнаде и носачи издрже ова напрезања, сва остала мања оптерећења иду у прилог овим конструкцијама. У литератури нису нађени подаци у вези с анализом оптерећења једностране комплексне протезе.

Поређењем модела једностране протезе и модела класичне скелетиране протезе у условима истог оптерећења уочавају се опадајуће вредности напона и целог модела и првог премолара при померању нападне тачке према дистално. Модел 1 показује лошије резултате, односно веће оптерећење целог модела у односу на модел 2 (Табеле 5 и 6). Ова реакција је очекивана с обзиром на смањену површину једностране протезе у односу на класичну. Посматрајући напоне првог премолара, с повећањем оптерећења и померањем нападне тачке према дистално, модел 1 показује ниже вредности, односно боље резултате. И овај резултат је очекиван с обзиром на то да је први премолар везан за секундарни носач при изради једностране протезе (Табеле 5 и 6).

У нашем раду није разматран случај када је класична скелетирана протеза ослоњена на два зуба носача повезана у блок јер постојање велике спојнице, као и еластична веза између гингивалног и денталног дела протезе, дозвољавају овај дизајн уобичајен у пракси [6, 7, 29]. Самим тим, резултати напона и деформација били би другачији, јер би се оптерећење преносило на већу површину.

Наша идеја је била да покажемо колико се оптерећење ретенционих зуба у случајевима коришћења једностране комплексне парцијалне протезе разликује од оптерећења зуба носача у саставу класичног дизајна протезе. Такође, оптерећења су разматрана при де-

ству искључиво вертикалних сила на равну површину. Посао прорачуна и анализе би био знатно сложенији уколико би се разматрале све силе током жвакања које делују на косе равни оклузалних површина зуба.

ЗАКЉУЧАК

Напони на потпорним структурама једностране комплексне протезе који су настали услед дејства примењених сила били су у границама физиолошког подношења.

На основу слика напонских стања добијених применом методе коначних елемената уочава се да модел једностране комплексне протезе показује веће вредности напона при оптерећењу у односу на модел класичне скелетиране протезе због грацилности своје конструкције. Резултати се могу сматрати валидним будући да су у границама физиолошких вредности.

Упоредном анализом напона првог премолара модела једностране комплексне протезе и модела класичне скелетиране протезе (модел 1 и 2) уочавају се врло сличне вредности напона при оптерећењима од 300 N и 500 N. Сила од 700 N изазива већи напон првог премолара на моделу класичне скелетиране протезе него на моделу једностране комплексне протезе.

НАПОМЕНА

Рад је део магистарске тезе првог аутора под називом „Терапија крезубости једностраном комплексном парцијалном протезом”, која је одбрањена 2007. године на Стоматолошком факултету Универзитета у Београду.

ЛИТЕРАТУРА

- Graham R, Mihaylov S, Jepson N, Allen PF, Bond S. Determining „need” for a removable partial denture: a qualitative study of factors that influence dentist provision and patient use. *Br Dent J*. 2006; 200(3):155-8.
- Koyama S, Sasaki K, Kawata T, Atsumi T, Watanabe M. Multivariate analysis of patient satisfaction factors affecting the usage of removable partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2008; 21(6):499-500.
- Armillini DB, Heydecke G, Witter DJ, Creugers NHJ. Effect of removable partial dentures on oral health-related quality of life in subjects with shortened dental arches: a 2-center cross-sectional study. *Int J Prosthodont*. 2008; 21(6):524-30.
- Inukai M, Baba K, John MT, Igarashi Y. Does removable partial denture quality affect individuals’ oral health? *J Dent Research*. 2008; 87(8):736-9.
- Lee HE, Wu JH, Wang CH. Biomechanical analysis of distal extension removable partial dentures with different retainers. *J Dent Sciences*. 2008; 3(3):133-9.
- Carr AB, McGivney, Glen P. *McCreackens Removable Partial Prosthodontics*. 11th ed. St Louis: Mosby; 2005.
- Stamenković DS. *Stomatološka protetika – парцијалне протезе*. Београд: Interprint; 2003.
- Martinović Z. *Основи денталне морфологије*. Београд: Magneta Z.I.; 1997.
- Hilam DG. Stress of the periodontal ligament. *J Periodont Res*. 1973; 8:51-6.
- Saito M, Miura Y, Notani K, Kawasaki T. Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment- and telescopic crown-retained removable partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2003; 30:482-7.
- Stamenković DS. *Gradivni stomatološki materijali – dostignuća i perspektive*. Београд: Кућа штампе; 2007.
- Martinović Z. *Funkcijska adaptacija pacijenata na totalne zubne proteze [doktorska disertacija]*. Београд: Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu; 1990.
- Miller EL, Grasso JE. *Removable Partial Prosthodontics*. Baltimore: Williams and Wilkins Co; 1981.
- Chang KH, Magdum S, Khera SC, Goel VK. An advanced approach for computer modeling and prototyping of the human tooth. *Ann Biomed Eng*. 2003; 31(5):621-31.
- Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil*. 1989; 16:601-11.
- Grbović A, Škatarić D, Petrašinović D. *Napredne tehnike modelovanja u programskom paketu CATIA v 5.8*. JUPITER konferencija, Београд, 2003.
- Moaveni S. *Finite Element Analysis – Theory and Applications with Analysis*. New Jersey: Prentice Hall; 1999.
- Spiekermann H. Prosthetic and periodontal consideration of free-end removable partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1986; 6(1):48-63.
- Chang J. Load transfer characteristics of unilateral distal extension removable partial dentures with polyacetal resin supporting components. *Austr Dent J*. 2009; 54:31-7.
- Gungor MA, Artunc C, Sonugelen M, Toparli M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *J Oral Rehabil*. 2002; 29(11):1069-75.

21. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J Oral Rehabil.* 1999; 26:111-6.
22. Tompson WD, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal extension RPD. *J Prosthet Dent.* 2004; 90:105-13.
23. Koriath TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by FE analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997; 8(1):90-104.
24. Eto M, Wakabayashi N, Ohyama T. Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(5):433-8.
25. Stamenković D. Biomehanika oralnih implantata i nadoknada. *Srp Arh Celok Lek.* 2008; 136(Suppl 2):73-83.
26. Radović K. Terapija krezubosti jednostranom kompleksnom parcijalnom protezom [magistarska teza]. Beograd: Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu; 2007.
27. Puškar T, Vasiljević D, Marković D, Jevremović D, Pantelić D, Savić-Šević S, et al. Formiranje trodimenzionalnog matematičkog modela zuba metodom konačnih elemenata. *Srp Arh Celok Lek.* 2010; 138(1-2):19-25.
28. Wacharasak T, Kenji F. Masticatory function after unilateral distal extension RPD treatment. *J Med Dent Sci.* 2005; 52:35-41.
29. Krol AJ. Removable Partial Denture Design – Outline Syllabus. San Francisco: University of Pacific; 1981.

Comparative Analysis of Unilateral Removable Partial Denture and Classical Removable Partial Denture by Using Finite Element Method

Katarina Radović¹, Aleksandra Čairović¹, Aleksandar Todorović¹, Ivica Stančić¹, Aleksandar Grbović²

¹Hospital of Dental Prosthetics, School of Dentistry, University of Belgrade, Belgrade, Serbia;

²School of Engineering, University of Belgrade, Belgrade, Serbia

SUMMARY

Introduction Various mobile devices are used in the therapy of unilateral free-end saddle. Unilateral dentures with precise connectivity elements are not used frequently. In this paper the problem of applying and functionality of unilateral free-end saddle denture without major connector was taken into consideration.

Objective The aim was to analyze and compare a unilateral RPD (removable partial denture) and a classical RPD by calculating and analyzing stresses under different loads.

Methods 3D models of unilateral removable partial denture and classical removable partial denture with casted clasps were made by using computer program CATIA V5 (abutment teeth, canine and first premolar, with crowns and abutment tissues were also made). The models were built in full-scale. Stress

analyses for both models were performed by applying a force of 300 N on the second premolar, a force of 500 N on the first molar and a force of 700 N on the second molar.

Results The Fault Model Extractor (FME) analysis and calculation showed the complete behaviour of unilateral removable partial denture and abutments (canine and first premolar), as well as the behaviour of RPD under identical loading conditions. Applied forces with extreme values caused high stress levels on both models and their abutments within physiological limits.

Conclusion Having analyzed stresses under same conditions, we concluded that the unilateral RPD and classical RPD have similar physiological values

Keywords: unilateral free-end denture; finite element method; stress distribution

Примљен • Received: 02/07/2009

Ревизија • Revision: 25/12/2009

Прихваћен • Accepted: 18/01/2010