

Određivanje raspodjele naprezanja uzrokovanih žvačnim silama na dvokorijenskom zubu s nadogradnjom metodom konačnih elemenata

Borčić, Josipa

Doctoral thesis / Disertacija

2005

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Rijeka, Faculty of Medicine / Sveučilište u Rijeci, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:188:724349>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno-Bez prerada 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-06**



Repository / Repozitorij:

[Repository of the University of Rijeka Library - SVKRI Repository](#)



SVEUČILIŠTE U RIJECI
MEDICINSKI FAKULTET

JOSIPA BORČIĆ

**ODREĐIVANJE RASPODJELE NAPREZANJA
UZROKOVANIH ŽVAČNIM SILAMA NA
DVOKORIJENSKOM ZUBU S NADOGRAĐNJOM
METODOM KONAČNIH ELEMENATA**

Disertacija

Rijeka, 2005.

Mentor rada: prof. dr. sc. Ivica Anić

Doktorski rad obranjen je dana 3. ožujka 2005. godine na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci, pred povjerenstvom u sastavu:

1. Doc. dr. sc. Maja Kovačević
2. Doc. dr. sc. Ivica Smojver
3. Prof. dr. sc. Ivica Anić

Rad sadrži:

81 stranicu

19 slika

7 tablica

UDK 616.314-089.28(043)

Istraživanje je provedeno u okviru istraživačkog projekta Ministarstva znanosti i tehnologije RH "Klinička i eksperimentalna endodontologija" br. 65005.

Zahvaljujem se mentoru prof.dr.sc. Ivici Aniću na velikom razumijevanju, a Dariju Mihaljeviću, doc.dr.sc. Ivici Smojveru i Darku Vojkoviću na tehničkoj pomoći prilikom izrade ovog rada.

Također se zahvaljujem kolegicama i prijateljicama Sonji Pezelj Ribarić od koje je potekla prvotna ideja za istraživanje i Ivani Miletić Karlović na podršci tijekom izrade rada.

Najveća hvala mojoj obitelji na strpljenju i beskrajnoj ljubavi.

Istraživanje je provedeno u okviru istraživačkog projekta Ministarstva znanosti i tehnologije RH "Klinička i eksperimentalna endodontologija" br. 65005.

Zahvaljujem se mentoru prof.dr.sc. Ivici Aniću na velikom razumijevanju, a Dariju Mihaljeviću, doc.dr.sc. Ivici Smojveru i Darku Vojkoviću na tehničkoj pomoći prilikom izrade ovog rada.

Također se zahvaljujem kolegicama i prijateljicama Sonji Pezelj Ribarić od koje je potekla prvotna ideja za istraživanje i Ivani Miletić Karlović na podršci tijekom izrade rada.

Najveća hvala mojoj obitelji na strpljenju i beskrajnoj ljubavi.

SAŽETAK

ODREĐIVANJE RASPODJELE NAPREZANJA UZROKOVANIH ŽVAČNIM SILAMA NA DVOKORIJENSKOM ZUBU S NADOGRAĐNJOM METODOM KONAČNIH ELEMENATA

Uvod: Opsežne destrukcije zuba često se ne mogu na zadovoljavajući način nadoknaditi klasičnim ispunima, a zbog nedostatka retencije za krunicu potrebno je sidrenje u korijenski kanal. U praksi još uvijek prevladavaju nadogradnje od metalnih legura iako su noviji nemetalni materijali uvedeni pred petnaestak godina (vlaknasto ojačane smole). Nemetalni vlaknasti materijali imaju sličan modul elastičnosti kao dentin te se time objašnjava manji rizik od loma korijena.

Cilj istraživanja: Cilj istraživanja bio je izraditi pet 3D modela dvokorijenskog zuba, od kojih bi prvi bio model intaktnog zuba i služio bi kao osnova za usporedbu s drugim modelima u kojima su dijelovi zuba zamijenjeni umjetnim materijalima. Na tim modelima bi se analizirala raspodjela naprezanja uzrokovanih okluzalnim silama koje djeluju u usnoj šupljini metodom konačnih elemenata.

Materijali i metode: Prvi model je 3D model konačnih elemenata intaktnog zuba. Drugi i treći model ispreparirani su za lijevanu nadogradnju, a četvrti i peti model sadržavali su preparaciju za endodontske kolčiće. Analiziran je slučaj normokluzije i malokluzije. Svi modeli su opterećivani silom od 200 N.

Rezultati: Najveća naprezanja u intaktnom zubu javljaju se u fisuri (od +2,9 do +12,6 MPa) i vratu (od -230 do -445 MPa). Kod zuba s nadogradnjom najveća naprezanja javljaju se u fisuri krunice (od +6,2 do +48,9 MPa) i nadogradnji (od -30,4 do -167,3 MPa), osim kod individualne kompozitne nadogradnje gdje su najveća naprezanja u keramičkoj krunici (od -18,4 do -37,3 MPa).

Zaključak: Materijal nadogradnje, te smjer i mjesto djelovanja okluzalne sile mogu mijenjati jačinu i raspodjelu naprezanja na promatranim površinama zubnih struktura.

Ključne riječi: 3D metoda konačnih elemenata, nadogradnja, raspored naprezanja

SUMMARY

DETERMINATION OF STRESS DISTRIBUTION CAUSED BY MASTICATION FORCES IN TWO-ROOTED TOOTH RESTORED WITH POST AND CORE USING THE FINITE ELEMENT METHOD

Introduction: Vast tissue destructions often cannot be properly compensated using classical fillings, and because of the lack of retention needed for a crown, embedment into the root canal is necessary. Metal alloys are common in clinical practice, although new non-metal materials have been introduced some 15 years ago (fiber-reinforced resins). Non-metal fiber-reinforced materials have similar elasticity modulus as dentin, a feature that explains lower root fracture risk.

Aim: The aim of the research was to create 5 3D models of two-rooted tooth, first of which being the intact tooth model that would pose as a basis for comparison to other models where parts of the tooth were replaced with artificial materials. On these models, stress distribution caused by mastication forces in the oral cavity would be analyzed using the finite element method.

Materials and methods: First model was an intact tooth. Second and third models were prepared for cast post and core, and fourth and fifth model included preparation for endodontic posts. Cases of normal occlusion and malocclusion were both analyzed. All models were put under a load of 200 N.

Results: Greatest stress in the intact tooth was noted in the fissure (from +2.9 to +12.6 MPa) and tooth neck (from -230 to -445 MPa). In the teeth with post and core, greatest stress was noted inside the crown's fissure (from +6.2 to +48.9 MPa) and in the post and core material (from -30.4 to -167.3 MPa), except in the individually-cast composite post and core, where the greatest stress was noted in the ceramic crown (from -18.4 to -37.3 MPa).

Conclusion: Post and core material, direction and localization of occlusal forces could change intensity and distribution of stress on the observed tooth structures.

Key words: 3D finite element method, post and core, stress distribution

SADRŽAJ

	str.
1. UVOD	1
1.1. NADOKNAĐIVANJE KRUNE ENDODONTSKI LIJEČENOG ZUBA	2
1.1.1. RESTAURACIJA ZUBA BEZ INTRAKANALNIH NADOGRAĐNJI	2
1.1.2. RESTAURACIJA ZUBA S INTRAKANALNOM NADOGRAĐNJOM	2
<i>1.1.2.1. SVOJSTVA INTRAKANALNIH NADOGRAĐNJI</i>	3
<i>1.1.2.2. PODJELA INTRAKANALNIH NADOGRAĐNJI</i>	3
1.1.2.2.1. Individualne nadogradnje	3
1.1.2.2.2. Konfekcijske nadogradnje	4
<i>1.1.2.3. MATERIJALI ZA INTRAKANALNE NADOGRAĐNJE</i>	5
<i>1.1.2.4. INDIKACIJE ZA RAZLIČITE VRSTE NADOGRAĐNJI</i>	7
<i>1.1.2.5. MATERIJALI ZA KORONARNI DIO NADOGRAĐNJE</i> <i>(BATALJAK)</i>	8
<i>1.1.2.6. CEMENTI ZA CEMENTIRANJE NADOGRAĐNJI</i>	9
<i>1.1.2.7. PRAVILA IZRADE NADOGRAĐNJI</i>	10
1.1.2.7.1. Preparacija za nadogradnju	10
1.1.2.7.2. Cementiranje nadogradnji	11
1.1.2.7.3. Odstranjivanje nadogradnji	12
<i>1.1.2.8. PROTETSKA OPSKRBA ZUBA NAKON ENDODONTSKOG</i> <i>LIJEČENJA</i>	12
<i>1.1.2.9. UZROCI NEUSPJEHA</i>	12
1.1.2.9.1. Gubitak retencije	13

1.1.2.9.2. Fraktura	14
1.1.2.9.3. Perforacije	15
1.1.2.9.4. Ponovna infekcija kanala (koronarno curenje)	16
1.2. METODE ISTRAŽIVANJA NAPREZANJA ZUBA	16
1.2.1. METODA KONAČNIH ELEMENATA	18
2. CILJ ISTRAŽIVANJA	21
3. MATERIJALI I METODE	22
4. REZULTATI	32
4.1. SLIKOVNI PRIKAZ RASPODJELE NAPREZANJA UNUTAR	
MODELA	32
4.1.1. PRIKAZ RASPODJELE NAPREZANJA MATERIJALA KOD	
TROTOČKASTOG OPTEREĆENJA MODELA	
(NORMOOKLUZIJA)	32
4.1.1.1. RASPODJELA NAPREZANJA INTAKTNOG ZUBA	32
4.1.1.2. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S METALNOM	
INDIVIDUALNOM NADOGRAĐNJOM I POTPUNOM	
KERAMIČKOM KRUNICOM	34
4.1.1.3. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNOM	
INDIVIDUALNOM NADOGRAĐNJOM I POTPUNOM	
KERAMIČKOM KRUNICOM	35
4.1.1.4. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNIM	
ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM	
KERAMIČKOM KRUNICOM	37

4.1.1.5. RASPORED NAPREZANJA ZUBA S METALNIM ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM	38
4.1.2. PRIKAZ RASPODJELE NAPREZANJA MATERIJALA KOD JEDNOTOČKASTOG OPTEREĆENJA MODELA (MALOKLUZIJA)	39
4.1.2.1. RASPODJELA NAPREZANJA INTAKTNOG ZUBA	39
4.1.2.2. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S METALNOM INDIVIDUALNOM NADOGRADNJOM I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM	41
4.1.2.3. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNOM INDIVIDUALNOM NADOGRADNJOM I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM	42
4.1.2.4. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNIM ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM	44
4.1.2.5. RASPORED NAPREZANJA ZUBA S METALNIM ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM	45
4.1.3. USPOREDBA RAZLIKE NAPREZANJA KOD MODELA S POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM I MODELA S METAL-KERAMIČKOM KRUNICOM	47
4.1.3.1. TROTOČKASTO OPTEREĆENJE ZUBA	47
4.1.3.2. JEDNOTOČKASTO OPTEREĆENJE ZUBA	48

4.2. BROJČANE VRIJEDNOSTI NAPREZANJA POJEDINIH ELEMENATA MODELA	49
4.2.1. PRIKAZ VRIJEDNOSTI NAPREZANJA U OSAM ODREĐENIH PODRUČJA (TOČAKA)	49
4.2.2. PRIKAZ NAJVIŠIH VRIJEDNOSTI NAPREZANJA GRADIVNIH MATERIJALA MODELA	51
5. RASPRAVA	55
6. ZAKLJUČCI	68
7. LITERATURA	69

1. UVOD

Gubitak vitalnosti zuba može nastati kao posljedica infekcije pulpe ili traumatskog oštećenja zubnog tkiva. Zub bez vitalne pulpe gubi svoju mehaničku otpornost i elastičnost. Opsežne destrukcije tvrdog zubnog tkiva često se ne mogu na zadovoljavajući način nadoknaditi klasičnim ispunima, a zbog nedostatka tkiva i retencije za krunicu potrebno je izraditi intrakanalnu nadogradnju koja se sidri u korijenski kanal i nadoknađuje izgubljeni dio koronarnog dentina (1). Nadogradnje se koriste dugi niz godina, ali još uvijek predstavljaju problem u kliničkoj praksi. Endodontski punjeni zubi su krhki i zbog toga su mogući češći lomovi tijekom funkcije (2). Ranije se mislilo da intrakanalne nadogradnje mogu povećati čvrstoću zuba (3-6), međutim, novija istraživanja nisu to potvrdila (2, 3, 7-12). Zubi opskrbljeni nadogradnjom koji najčešće frakturiraju su maksilarni pretkutnjaci. Razlog tome su, vjerojatno, vrlo konični korjenovi s tankim dentinskim stijenkama.

Fauchard je 1728. g. opisao postavljanje metalnih kolčića u kanal zuba (13, 14). Oko 1880.g. Richmond je razvio nadogradnju i krunicu iz jednog dijela (13). Od 1930. primjenjuje se jednokomadna lijevana metalna nadogradnja na koju se cementira krunica. Godine 1960. uvedeni su konfekcijski metalni kolčići koji se i danas upotrebljavaju (15).

1.1. NADOKNAĐIVANJA KRUNE ENDODONTSKI LIJEČENOG ZUBA

1.1.1. RESTAURACIJA ZUBA BEZ INTRAKANALNIH NADOGRAĐNJI

Ako je preostalo dovoljno tvrdog zubnog tkiva nakon endodontskog liječenja, izgubljeno zubno tkivo može se nadomjestiti amalgamom, kompozitnim materijalima ili stakleno ionomernim cementima. Pri tome treba procijeniti hoće li nakon brušenja zuba ostati dovoljno zubnog tkiva za zadovoljavajuću retenciju i otpornost na žvačne sile budućeg protetskog rada. Kod minimalnih oštećenja koronarnog zubnog tkiva nije potrebno izrađivati nadogradnje, jer su zubi bez nadogradnje s dovoljnom količinom dentina otporniji na frakturu od zuba s nadogradnjom (2, 8, 16-18).

1.1.2. RESTAURACIJA ZUBA S INTRAKANALNOM NADOGRAĐNJOM

Intrakanalne nadogradnje izrađuju se ako nedostaje više od pola zubne krune. Tijekom izrade treba što manje širiti korijenski kanal i izraditi nadogradnje tako da dosežu 2/3 dužine korijenskog kanala. Insercija do najveće dubine pokazuje manje naprezanje i njegovu bolju raspodjelu. Vertikalni lomovi su češći kod širih i samoretinirajućih nadogradnji (2, 19-21). Krunica koja prekriva zub znatno povećava otpornost zuba s nadogradnjom (2, 22).

1.1.2.1. SVOJSTVA INTRAKANALNIH NADOGRADNJI

Svaka nadogradnja bi trebala zadovoljavati slijedeće uvjete (23):

1. fizikalna svojstva slična dentinu,
2. maksimalna retencija s minimalnim odstranjenjem dentina,
3. omogućavati ravnomjernu raspodjelu naprezanja uzduž cijelog korijena,
4. estetska kompatibilnost s materijalom za koronarnu nadogradnju, definitivnom restauracijom i okolnim tkivom,
5. otpornost na pomicanje,
6. zahtijevati minimalnu silu prilikom adaptacije i cementiranja,
7. dobra retencija za koronarnu nadogradnju (bataljak),
8. lako odstranjivanje,
9. lagan za uporabu, siguran i pouzdan,
10. prihvatljivu cijenu.

1.1.2.2. PODJELA INTRAKANALNIH NADOGRADNJI

Prema načinu izrade razlikujemo individualne i konfekcijske nadogradnje.

1.1.2.2.1. Individualne nadogradnje

Individualne nadogradnje se mogu izraditi na dva načina: direktno i indirektno.

- *Direktni način izrade nadogradnje*

Direktni način izrade podrazumijeva modelaciju nadogradnje u ustima na isprepariranom zubu. Kao materijal najčešće se rabi autoakrilat, koji potpuno izgara na

visokoj temperaturi. Potrebno je provjeriti postoje li podminirana mjesta u preparaciji, te ako postoje, odstraniti ih. Važno je prije stavljanja nepolimeriziranog akrilata u kanal korijena dobro izolirati zub glicerinskim uljem. Prije potpunog stvrdnjavanja autoakrilata potrebno je provjeriti može li se nadogradnja odvojiti od zuba te istu vratiti u kanal da završi proces polimerizacije. Potpuno polimeriziranu nadogradnju šaljemo u laboratorij gdje se ona ulaže u uložnu masu i lijeva u metal ili keramiku (1).

- *Indirektni način izrade nadogradnje*

Indirektni način izrade nadogradnje radi se tako da se uzme otisak korijenskog kanala otisnim masama. Tehničar na radnom modelu modelira nadogradnju u akrilatu ili vosku i lijeva je iz metala ili keramike.

1.1.2.2.2. **Konfekcijske nadogradnje**

Konfekcijski sustavi sastoje se od tri komponente: intrakanalnog kolčića, materijala za koronarnu nadogradnju i cementa za cementiranje (24). Konfekcijske nadogradnje štede zubna tkiva, budući se podminirana mjesta krune zuba ne moraju odstraniti, nego se nadomještaju alopastičnim materijalom (ispunom). Nadogradnja se može postaviti odmah, čime se prevenira fraktura zuba, a između posjeta kraće je vrijeme potrebno za izradu nadogradnje. Ako se bataljak izrađuje adhezivnim kompozitnim materijalima, dobivaju se bolja fizikalna i estetska svojstva. Nedostatak konfekcijskih nadogradnji je njihov okrugao poprečni presjek (korijenski kanal je uglavnom eliptičan), te pri preparaciji korijenskog kanala ne ostaje ravnomjerna debljina stijenke dentina (25).

- Podjela konfekcijskih nadogradnji (2):

- prema obliku: cilindrične, konične i kombinacija,
- prema konfiguraciji površine: glatke i nazubljene (hrapave ili navijene),
- prema načinu retencije: aktivne i pasivne.

Najbolji oblik nadogradnje je kombinirani jer omogućuje očuvanje apikalnog dentina i zadržava dobru retenciju zbog cilindričnog gornjeg dijela (26). Kod koničnih nadogradnji najveće je naprezanje u koronarnom dijelu a najmanje u apeksnom (27, 28). Takav oblik može imati negativan učinak klina, a često je izražena i slabija retencija. Cilindrične nadogradnje imaju najveće naprezanje na apeksnom dijelu zbog oštrih kuteva i zahtijevaju veće odstranjenje apikalnog dentina, ali imaju najbolju retenciju (29, 30).

Aktivne su samoretinirajuće i imaju navoje, dok se pasivne cementiraju u korijenski kanal. Aktivne nadogradnje uzrokuju povećano naprezanje unutar dentina prilikom postavljanja i tijekom funkcije. Najveća koncentracija naprezanja nalazi se na granici nadogradnje s dentinom (2,31-34).

1.1.2.3. MATERIJALI ZA INTRAKANALNE NADOGADNJE

Za izradu nadogradnji tradicionalno su se koristile metalne legure, a potom se uvode novi materijali kao što su vlaknima ojačani kompozitni materijali i cirkonijski kolčići. Metali su znatno krući u odnosu na druge materijale. Najčešće se koriste platinsko-zlatno-paladijske legure, legure kroma, plemeniti čelik, titan i titanske legure. Titanov modul elastičnosti je upola manji od čeličnih i kobalt-krom legura.

Prije tridesetak godina lijevane metalne nadogradnje smatrale su se najboljima za rekonstrukciju endodontski punjenih zuba. Međutim, konfekcijski kolčići postajali su sve popularniji u kliničkoj praksi. Prema ispitivanju Christensena (35, 36), konfekcijski kolčići se koriste čak u 88,3 % slučajeva, a lijevane u 9,2% slučajeva endodontski punjenih zuba. Prije petnaestak godina, osim metalnih legura, uvedeni su i noviji nemetalni materijali (vlaknima ojačane smole). Prvi kolčići bili su karbonski (karbonska vlakna povezana epoksi smolom). Takav materijal daje čvrstoću ali i elastičnost, a cementira se smolastim cementima. Nedostatak im je što su crne boje i nisu rendgen kontrastni. Zubi opskrbljeni karbonskim kolčićima otporniji su na lom nego zubi s metalnom nadogradnjom (37, 38). Novije dostupne nadogradnje od vlaknatih materijala su u osnovi kompoziti. Sastavljeni su od karbonskih (ugljkovih) ili silikatnih vlakana (staklo i kvarc) uklopljenih u osnovu od smolastog polimera, obično epoksi smola. Oni se svezuju adhezivima i rabe se u kombinaciji s kompozitnim materijalima. Iako su nešto češće frakture zuba nego kod primjene metalnih nadogradnji, te su frakture najčešće lokalizirane u koronarnom ili cervikalnom dijelu zuba, što je povoljnije od fraktura dubljih dijelova korijena koje se javljaju kod uporabe metalnih nadogradnji (38). Dodatna prednost je ta što se nadogradnje od vlaknatih materijala mogu relativno lako ukloniti iz kanala. Silikatne nadogradnje su bijele i translucetne (39). Osim njih, radi estetike, razvijene se i cirkonijske nadogradnje. Cirkonijski kolčići uvedeni su da bi odgovarali potpunim bezmetalnim keramičkim krunicama, po mehaničkim i optičkim svojstvima. Dizajnirani su za uporabu sa smolastim cementima i kompozitnim materijalima kojima se nadomješta koronarni dio (bataljak). Cirkonijske nadogradnje pokazuju istu čvrstoću kao i titanske, ali im je tvrdoća veća, imaju visok

modul elastičnosti i prenose sile izravno, bez apsorpcije. U novije vrijeme koronarni dio se može izrađivati od lijevane keramike čime se postižu bolja mehanička svojstva.

Vlaknasto ojačani kompozitni materijali nemaju dovoljnu mehaničku otpornost, ali u kombinaciji s konfekcijskim intrakanalnim kolčićima dobivaju poboljšanu otpornost na lom (2). Vlakna u novijim materijalima omogućuju dobru apsorpciju i raspršenje naprezanja. Za sada nedostaje dovoljno kliničkih ispitivanja nemetalnih nadogradnji za njihovu točniju procjenu (23).

Za lijevane nadogradnje materijal izbora je zlatna legura. Kod konfekcijskih kolčića najčešće se rabe nikal-krom legure, titanij i njegove legure. Danas su titanijske legure najbolji izbor jer daju dovoljnu čvrstoću, lake su za uporabu i ne izazivaju alergijske reakcije (36).

Kod metalnih legura, s vremenom, dolazi do korozije, pogotovo kada se kombiniraju različite vrste legura. Korozivni produkti prodiru u dentinske tubuluse, obliteriraju ih i postupno povećavaju intratubularni pritisak, koji može uzrokovati pucanje korijena. Do korozije dolazi zbog prisustva elektrolita koji dolaze do površine nadogradnje kroz dentin ili mikropukotine oko koronarne restauracije. Titanij je najotporniji na koroziju, ali je slabije čvrstoće od čelika ili kobalt-kromovih legura (2).

1.1.2.3. INDIKACIJE ZA RAZLIČITE VRSTE NADOGRAĐNJI

Indikacije ovise o količini očuvanog zubnog tkiva i o opterećenju suprastrukture. Izraženost ovih čimbenika utječe na izbor pojedinog postupka za izradu nadogradnje i na dugoročnu prognozu uspješnosti terapije. Najvažniji čimbenik u otpornosti zuba na opterećenje je količina dentina. Treba ga sačuvati što je moguće više (2, 17, 8). Za

očuvanje rezistentne forme potrebno je sačuvati barem 1,5-2 mm dentina cervikalno iznad ruba preparacije (40). Klinička i eksperimentalna istraživanja pokazuju da se u tim slučajevima mogu rabiti nemetalne nadogradnje, dok se kod većih oštećenja preporučuju lijevane metalne nadogradnje (41-43). U posljednje vrijeme se za nadomještanje izgubljenih tvrdih zubnih tkiva rabe kompozitni i staklenoionomerni materijali zbog njihove sposobnosti adhezije. Ta se sposobnost svezivanja može iskoristiti za nadomještanje stijenke korijena zuba koja će biti u dodiru s intrakanalnom nadogradnjom. To svojstvo dolazi do izražaja kod zubi kod kojih korijen nije do kraja razvijen, kako bi se preveniralo njegovo pucanje tijekom dugog procesa apeksifikacije.

1.1.2.5. MATERIJALI ZA KORONARNI DIO NADOGRAĐNJE (BATALJAK)

Bataljak se može izraditi zajedno s intrakanalnom nadogradnjom kao jednokomadni odljevak ili se nadograđuje na intrakanalni dio kompozitom, stakleno-ionomerom, keramičkim materijalom ili amalgamom. U slučaju nadograđivanja koronarnog dijela na intrakanalni kolčić, kolčić bi trebao imati mehaničku ili kemijsku retenciju (23). Staklo-ionomeri su mehanički preslabi i često dolazi do odvajanja na mjestu spoja s intrakanalnim kolčićem. Imaju ekspanziju i kontrakciju sličnu dentinu, ali su slabe čvrstoće (2, 24). Zbog tog nedostatka kompozit je popularniji jer je čvršći. Jednostavan je za uporabu, ne zahtijeva odstranjivanje podminiranog dentina i omogućava izradu bataljka i uzimanje otiska u jednoj posjeti. Nedostaci su mu polimerizacijski stres, mikropropuštanje i termička ekspanzija (25, 44). Kod frontalnih zuba predstavlja i estetsku podlogu za bezmetalnu keramiku. Amalgam je materijal koji se dugo i uspješno rabio za nadomještanje krune zuba s intrakanalnim nadogradnjama ili bez njih. Ima vrlo dobra mehanička svojstva koja omogućuju veću čvrstoću. Kovarik

i suradnici (45) utvrdili su da je 67% zuba s amalgamskim bataljcima, testiranih *in vitro*, bilo otporno na lomove, samo 17% kompozitnih, a niti jedan zub sa bataljkom od staklo-ionomera nije pokazivao otpornost na lomove. To su potvrdili i drugi istraživači (45, 46). Glavni nedostaci amalgama su nesposobnost adhezije, korozija, nedostatak estetike i toksični učinak žive na okolna tkiva (24).

1.1.2.6. CEMENTI ZA CEMENTIRANJE NADOGRAĐNJI

Cementi potpomažu retenciju i služe kao tampon zona koja doprinosi ravnomjernoj raspodjeli naprežanja preko nadogradnje na stijenke dentina. Najčešće se upotrebljavaju cink-fosfatni, cink-polikarboksilatni, stakleno-ionomerni i smolasti cementi. Mendoza (47) je dokazao veću otpornost smolastih kolčića na lom u usporedbi s fosfatnim cementima. U literaturi neki autori (48-50) tvrde da su cink-fosfatni cementi čvršći, dok drugi autori navode potpuno suprotne rezultate (51, 52). Cink-fosfatni cement je u uporabi više od 100 godina te i danas ostaje kao standard prema kojem se mjere sve druge vrste cemenata. Otpornost pri tlačnim naprežanjima mu je visoka, dok je otpornost pri vlačnim naprežanjima relativno niska. Otapa se u tekućini i ne veže se kemijski za zub. Cinkoksifosfatni cementi su najčešće upotrebljavani cementi zbog jednostavnosti rada, jeftini su i moguće je ukloniti nadogradnju ultrazvučnim tehnikama. Smolama ojačani cementi rabe se za cementiranje keramičkih i vlaknima ojačanih nadogradnji. Zahtijevaju odgovarajući predtretman koji se sastoji od jetkanja, uklanjanja zaostatnog sloja, te uporabu dentinskih adheziva. Smolasti cementi bolje se vežu za čelične i titanske nego za karbonske nadogradnje. Smolasti cementi se dobro vežu za vlaknaste nadogradnje, ali nedovoljno za cirkonijske. Postoje i smolama ojačani cementi i kompomeri koji imaju slična svojstva kao i kompozitni materijali, ali

podliježu ekspanziji pod utjecajem vlage i mogu dovesti do napuknuća keramike ili zuba (23,39).

1.1.2.7. PRAVILA IZRADE NADOGRAĐNJI

Izrada intrakanalnih nadogradnji bi trebala uslijediti odmah nakon završenog endodontskog liječenja zbog:

- mogućnosti infekcije punjenja uslijed propuštanja privremenog ispuna (engl: coronal leakage)
- terapeut je upoznat s anatomijom korijenskih kanala

1.1.2.7.1. Preparacija za nadogradnju

Preparacija kanala započinje brušenjem koronarnog dijela zuba za krunicu. Rentgentski se određuje dužina nadogradnje i postavlja se gumena zaštita (Rubber dam). Odstranjuje se gutaperka iz kanala vrućim instrumentom, bez uporabe bilo kakvih sredstava za razmekšanje gutaperke. Korijenski kanal se obrađuje rotacijskim instrumentima. Prvo se kanal preparira «Gates-Glidden» svrdlima kojima se obradi većina lumena kanala i postiže željena dubina. Za završno oblikovanje kanala, rabe se «Peeso» svrdla kojima se postiže pravocrtna preparacija. Postoje i posebna svrdla koja dolaze sa setom nadogradnji, tako da svaka nadogradnja ima pripadajuće svrdlo odgovarajućeg promjera.

Dužina i oblik korijena određuju dužinu nadogradnje. Što je nadogradnja duža, bolja je retencija i raspored naprezanja. Intrakanalni dio nadogradnje mora biti dug najmanje kao i koronarni dio zuba, a optimalno je da seže do dvije trećine korijenskog kanala. Važno je da ostane 3-5 mm apikalnog punjenja u korijenu kako bi se očuvalo

dobro brtvljenje. Kod nemogućnosti izrade dovoljno duge nadogradnje preporuča se upotreba kompozitnih cemenata a kod višekorijenskih zuba, postavljanje kolčića u što više korijenskih kanala (23). Dužina intrakanalnog dijela nadogradnje utječe na raspored naprezanja u korijenu. Veći postotak neuspjeha primijećen je kod kraćih nadogradnji (6, 53, 54). Preporuča se da vrh korijenskog dijela nadogradnje bude ispod ruba alveole i da je dovoljno kosti oko korijena (55).

Na otpornost zuba utječu širina nadogradnje i debljina stijenke dentina. Što je deblja stijenka dentina, otpornost je veća (2). Prema Sternu i Hirshfeldu (56) optimalna širina nadogradnje je jedna trećina širine korijena. Prema Halleu (57) potrebna debljina stijenke dentina je minimalno 1,75 mm.

1.1.2.7.2. Cementiranje nadogradnji

Način unašanja cementa u korijenski kanal utječe na ravnomjernost raspoređenosti cementa i izbjegavanje nastanka mjehurića zraka. Najbolji rezultati se postižu lentulo spiralom zbog centrifugalne disperzije cementa. Cement mora biti homogen i ravnomjerno raspoređen. Nehomogenost ili bilo kakvi zaostaci mjehurića zraka ili drugih čestica mogu dovesti do pucanja korijena. Uzroci loma mogu biti i prevelik hidrostatski pritisak cementa ili prejak pritisak prilikom postave nadogradnje (2, 58, 59). Retencija nadogradnji ovisi više o obliku, duljini i hrapavosti kanala nego o cementu. Zadaća cementa je da popuni prostor između nadogradnje i stijenke kanala, te prenese sile između njih. Prilikom cementiranja najvažnije je osigurati suho radno polje. Predtretman je ispiranje vodom, a kod cinkoksifosfatnih cemenata je prije toga potrebno ispirati kanal 17%-om etilendiamintetraoctenom kiselinom (EDTA) kako bi se očistio zaostatni sloj i osigurala bolja retencija.

1.1.2.7.3. **Odstranjivanje nadogradnji**

U kliničkoj praksi može doći do neuspjeha u endodontskoj terapiji ili loma nadogradnje. U tim je slučajevima važno može li se nadogradnja odstraniti iz korijenskog kanala bez oštećenja i gubitka dentina. Metalne i keramičke nadogradnje često to onemogućavaju, dok se karbonske lako odstranjuju svrdlima (23).

1.1.2.8. **PROTETSKA OPSKRBA ZUBA NAKON ENDODONTSKOG LIJEČENJA**

Izgubljeno tvrdo zubno tkivo može se nadomjestiti ispunom, inlejom, onlejom, overlejom ili potpunom krunicom. Kompozitni i keramički materijali su materijali izbora za ispune i inleje zbog sposobnosti adhezivnog svezivanja na tvrda zubna tkiva, čime se pojačava zubna struktura oslabljena karijesom i pripravom za endodontsko liječenje. I amalgamski ispun se može rabiti za nadoknadu tkiva, ali se on ne svezuje kemijski za zub. Kod rekonstrukcije potpunom krunicom, bolja je otpornost zuba ukoliko krunica okružuje dentin (2, 22). Danas su najčešće u uporabi metal-keramičke krunice i potpune keramičke krunice. Sorensen i Martinoff (60) utvrdili su da je kod endodontski liječenih pretkutnjaka i kutnjaka bolja prognoza ukoliko su prekriveni potpunim krunicama.

1.1.2.9. **UZROCI NEUSPJEHA**

Smatra se da nadogradnje s paralelnim stijenkama (cilindrične) imaju najbolju retenciju. Međutim, problem je što im oblik ne prati morfologiju korijenskog kanala. Individualne nadogradnje su najbolje prilagođene zubu, ali zbog učinka «klina» mogu češće uzrokovati lomove korijena (2, 34). Što je nadogradnja bolje adaptirana, smanjena

je mogućnost loma korijena. Morgano i Milot (61) su otkrili da su glavni neuspjesi kod lijevanih nadogradnji bili vezani za njihovu dužinu (prekratke nadogradnje). Kada su gledane samo nadogradnje sa zadovoljavajućom dužinom, uspjeh nakon pet godina je bio preko 90%.

Kvaliteta i učinkovitost pojedinih vrsta nadogradnji se promatra u odnosu na sposobnost retencije i mogućnost nastanka frakture zuba.

Neuspjesi mogu biti: - gubitak retencije,
- fraktura,
- perforacija,
- reinfekcija kanala.

1.1.2.9.1. Gubitak retencije

Gubitak retencije nastaje ukoliko nisu zadovoljeni jedan ili više čimbenika o kojima ovisi retencija, a to su: duljina prepariranog zuba, kut nagiba preparacije, hrapavost nadogradnje i unutarnje strane krunice, te vrsta cementa.

Retencija nadogradnje ovisi o:

- izgledu (cilindričan, koničan ili stepeničast),
- dubini preparacije,
- makroretenciji (konicitet, nazubljenost),
- mikroretenciji (hrapavost površine),
- vrsti cementa u kombinaciji s predtretmanom.

Najčešći razlog za neuspjeh je gubitak retencije kolčića. Mehanička retencija je bitnija od kemijske. Najveći neuspjesi se događaju na granici cementa i nadogradnje, te je za retenciju bolje ako nadogradnja nije potpuno glatka (24, 39).

1.1.2.9.2. Fraktura

Drugi razlog neuspjeha je fraktura korijena ili nadogradnje. Fraktura korijena je najozbiljnija komplikacija jer takav korijen treba izvaditi.

Fraktura nadoknađenog koronarnog dijela zuba ovisi o njegovoj veličini, upotrebljenom materijalu i silama koje djeluju na zub. Te sile ovise o tome radi li se o prednjem ili stražnjem zubu. Ako je rabljena intrakanalna nadogradnja, koronarni dio te nadogradnje može oslabiti strukturu materijala kojim je nadoknađena kruna zuba (24).

Pucanje nadogradnje ovisi o njenom promjeru, materijalu i o postupku izrade. Metalne nadogradnje su najotpornije na lom, bez obzira radi li se o konfekcijskim ili lijevanim nadogradnjama.

Količina preostalog zubnog tkiva nakon liječenja korijena zuba je najvažniji čimbenik koji utječe na sklonost zuba pucanju. Naime, ako se zub želi pravilno pripremiti za liječenje (širok trepanacijski otvor, ravni pristup u kanal), potrebno je ukloniti puno zdravog zubnog tkiva. To je u suprotnosti s (mehaničkim) protetskim zahtjevima koji nastoje očuvati što više zubnog tkiva kako bi ono bilo što otpornije na žvačni tlak. Oblik nadogradnje ima velik utjecaj na mogućnost nastanka frakture korijena. Konične nadogradnje prenose sile radijalno na stijenke kanala i zabijaju se poput klina u korijenski kanal, tako da češće dovode do frakture nego cilindrične nadogradnje. Duže nadogradnje prenose sile na veću površinu te rjeđe dovode do frakture nego kraće nadogradnje. Uže nadogradnje zahtijevaju uklanjanje manje dentina nego deblje, ali i lakše pucaju, te je potrebno naći optimalnu debljinu koja zahtijeva minimalno uklanjanje dentina i osigurava dobra mehanička svojstva.

Burns (62) je dokazao da konični kolčići izazivaju više frakture od cilindričnih kolčića. Metalne nadogradnje kod lateralnih sila zbog svoje krutosti prenose veće

opterećenje na manju površinu dentina koji je slabijih mehaničkih svojstava i može puknuti. Nemetalne nadogradnje se savijaju pod opterećenjem i ravnomjerno prenose opterećenje uzduž cijele površine dentina (10, 34, 63, 64, 65). Nemetalne nadogradnje su manje krute. Otpornost na savijanje im se smanjuje uranjanjem u tekućinu i nakon termičke obrade (39). Taj podatak je važan prilikom procjene neuspjeha u kliničkoj praksi. U istraživanju Stocktona i Williama (66) našlo se više fraktura korijena s karbonskim nego s metalnim nadogradnjama. U longitudinalnom istraživanju autora Ferraria (67), nadogradnja s karbonskim materijalima je uspješnija od metalnih gledano nakon četiri godine. U njegovom kliničkom istraživanju (68) nije nađena statistički značajna razlika između karbonskih i kvarcnih nadogradnji. Nemetalni vlaknasti materijali imaju sličan modul elastičnosti kao dentin te se time objašnjava manji rizik od lomova korijena. Dokazano je da se prilikom neuspjeha rekonstrukcija s vlaknatim nadogradnjama rjeđe radi o lomovima korijena nego kod metalnih nadogradnji (37, 38). Posebna vrsta nadogradnji izrađena od cirkonija izaziva češće frakture korijena (69-71).

1.1.2.9.3. Perforacije

Perforacije korijena mogu nastati zbog raznih razloga:

- invaginacija vanjske površine zuba kod bubrežastog oblika kanala (preparacija se ne radi u sredini korijena nego u njegovom najširem dijelu),
- probijanje stijenke korijena u području račvišta korijenova (engl: *strip perforation*) kod molara,
- perforacija zakrivljenog korijena koja nije uočena na jednoj RTG snimci (2 RTG snimke),

- atipična suženja korijenskog kanala koja se mogu perforirati koncentričnim širenjem kanala uporabom svrdala (kao npr. Gates-Glidden, Peeso ili bilo koje drugo svrdlo). Najbolje je preparirati kanal do devijacije,
- svrdla koja imaju aktivni vrh mogu lako skrenuti izvan puta preparacije kanala i izazvati perforaciju,
- preduge i preširoke preparacije za nadogradnje mogu dovesti do perforacije i frakture.

1.1.2.9.4. Ponovna infekcija kanala (koronarno curenje)

Najčešći uzrok nastanku reinfekcije korijenskog kanala je predugo razdoblje između završetka liječenja i izrade nadogradnje, pogotovo ako se kavitet zatvori privremenim cementom. Idealno bi bilo napraviti preparaciju kanala odmah nakon liječenja i postaviti nadogradnju jer cementi kojima se cementiraju nadogradnje sprečavaju curenje. To posebice vrijedi za adhezivne tehnike cementiranja.

1.2. METODE ISTRAŽIVANJA NAPREZANJA ZUBA

Razlikujemo slijedeće metode istraživanja:

- *in vitro*,
- *in vivo*,
- fotoelastična analiza,
- metoda konačnih elemenata.

Većina istraživanja rađena su *in vitro* i to uglavnom proučavajući naprezanje. Ispitivani su utjecaj dužine nadogradnje na otpornost prema lomu, širina nadogradnje, vrsta materijala, oblik i način prilagodbe te metoda cementiranja (2). *In vitro* istraživanja provode se na izvađenim zubima, uglavnom jednokorijenskim. Takvi uzorci pokazuju brojne varijacije i nestalnost u morfologiji, sastavu dentina i stanju pulpe prije vađenja. Elastičnost dentina ovisna je o njegovom sastavu i povezana je sa čvrstoćom dentina (2). Mehanička ispitivanja uglavnom su se radila primijenjujući silu izravno na nadogradnju, dok se u klinici takve konstrukcije prekrivaju krunicama ili ispunima. Uređaji kojima se tlače uzorci ne mogu vjerno reproducirati opterećenja koja se javljaju tijekom žvakanja. Postoje i znatne razlike u rezultatima ispitivanja s obzirom na sile odgovorne za nastanak loma (2, 72-75).

In vivo istraživanja su relativno rijetka i teško provodljiva zbog nemogućnosti standardiziranja uvjeta.

Fotoelastična analiza je metoda ispitivanja naprezanja i deformacija na modelima koji se izrađuju u dvije ili tri dimenzije. Modeli se izrađuju od posebnih prozirnih materijala koji su u napregnutom stanju optički dvolomni, a promatraju se u polariziranom svjetlu. Kod fotoelastičnih analiza teško je izraditi složeni model i naći materijale koji odgovaraju modulu elastičnosti zuba (76-79).

Metoda konačnih elemenata ima određenu prednost, jer omogućava uvid u kompletni raspored naprezanja u nehomogenom tijelu. Nedostatak te metode je što pretpostavke vezane za svojstva materijala (izotropna homogenost i linearna elastičnost) nisu potpuna prezentacija strukture. U stvarnosti su te strukture mnogo dinamičnije, a i fizikalne karakteristike materijala variraju, čak i u istom tijelu (38, 58, 80-82).

1.2.1. METODA KONAČNIH ELEMENATA

Jedna od metoda za određivanje i analizu djelovanja žvačnih sila u biomehanici stomatognatog sustava je metoda konačnih elemenata (MKE) (eng. finite element method - FEM). To je numerička metoda za analizu naprezanja koja se koristi kada se žele analizirati složeni sustavi koji se sastoje od nesimetričnih oblika, više različitih materijala ili višekomponentnih sila (83). Metodom konačnih elemenata složeni geometrijski oblik može se s velikom točnošću rekonstruirati na temelju čitavog niza manjih i geometrijski jednostavnijih dijelova (konačnih elemenata) te odrediti polje naprezanja u razmatranom modelu (84). S ciljem određivanja naprezanja cjelokupne strukture, izrađuje se njezin matematički model koji se temelji na podjeli na konačne elemente. Potom se numerički izračunavaju pomaci u čvorovima konačnih elemenata i na temelju toga se određuje polje naprezanja i deformacija u čitavom modelu (85). Glavni čimbenici koji utječu na točnost su vrsta rabljenih elemenata, njihov broj, te način organiziranja u oblikovanom modelu. Što je rabljeno više elemenata i stupnjeva slobode, to su dobivena rješenja bolja. Model može biti dvodimenzionalan i trodimenzionalan. Kod dvodimenzionalnog modela dvodimenzionalni konačni elementi definiraju ravninski oblik, dok trodimenzionalni definiraju volumen. U stvarnosti su sve strukture trodimenzionalne, pa upotreba dvodimenzionalnih elemenata uvijek uključuje određeni stupanj pogreške u analizi (83, 86-88). Najčešći razlog za uporabu dvodimenzionalne analize je ekonomski. MKE primijenjena na strukture, zapravo je metoda određivanja deformacija. Njezin je cilj opisivanje krutosti strukture, odnosno otpornosti prema deformaciji cijelog zadanog sustava. Ponašanje tijela pod opterećenjem je funkcija oblika i strukture tijela, ali i mehaničkih svojstava materijala od kojeg je tijelo sastavljeno. Modul elastičnosti je omjer naprezanja i relativne

deformacije. Veći modul elastičnosti ima materijal koji se manje deformira. Realna i čvrsta mehanička tijela pod djelovanjem vanjskih sila mijenjaju oblik pri čemu se u unutrašnjosti tijela javljaju dodatne unutrašnje sile između molekula. Promjena oblika definirana je kao deformacija, dok su dodatne sile između molekula definirane kao naprezanje (89).

U izotropnih tvari mehanička svojstva su jednaka bez obzira na usmjerenje uzorka. Za izotropne materijale dovoljno je odrediti dvije konstante: Modul elastičnosti E (omjer naprezanja i deformacije) i Poissonov kvocijent ν (negativni omjer uzdužne i poprečne deformacije), (90).

U praksi je MKE prvi puta primijenjena 1956.g. u zrakoplovnoj industriji (91). U medicinskim znanostima najprije se koristila u ortopediji, gdje se i danas najviše rabi (92-94). Godine 1973. Farah i Craig (95) primjenjuju MKE po prvi puta u biomehaničkim istraživanjima u stomatologiji. Ko i suradnici (3) su jedni od prvih koji su ovom metodom proučavali nadogradnje i zaključili da nadogradnja smanjuje dentinsko naprezanje. Njihov model je bio dvodimenzionalan i primijenili su samo vertikalnu silu koja se ne pojavljuje u fiziološkim uvjetima. Holmes (54) je proučavao utjecaj metalnih nadogradnji na zub aksisimetričnim modelom i uvidio da se naprezanje povećava kako se dužina nadogradnje smanjuje. Yang (81) je na dvodimenzionalnom modelu proučavao različite oblike metalnih nadogradnji. Yaman (32) je metalne nadogradnje proučavao na trodimenzionalnom modelu i zaključio da su zlatne lijevane nadogradnje boljih mehaničkih svojstava od metalnih tvorničkih nadogradnji i to stoga što su jednokomadne. Pegoretti (31) je ispitivao ponašanje estetskih nadogradnji na dvodimenzionalnom modelu i zaključio da su te vrste nadogradnji mehanički najsličnije prirodnom zubu. U istraživanju Yang-a (32) dobilo se prilikom termičkih promjena

veće naprezanje u korijenu kod vlaknastih nadogradnji nego kod metalnih. To se može objasniti time što je metal dobar vodič topline te se termička naprezanja bolje i brže raspoređuju. Kod loših vodiča zbog koncentracije termičkog naprezanja u koronarnom dijelu može doći do dezintegracije cementa i gubitka nadogradnje.

2. CILJ ISTRAŽIVANJA

Cilj istraživanja bio je:

- izraditi pet različitih 3D modela dvokorijenskog zuba (krunu, korijen, periodontalnu membranu i kost) metodom konačnih elemenata.
- na razvijenim računalnim modelima prikazati raspodjelu tlačnih i vlačnih napreznja na površini i na presjeku modela zuba nakon okluzalnog opterećanja. Kod toga su izabrane dvije vrste kontakata s anatagonistima. Prva će predstavljati trotočkastu okluziju (normokluziju), a druga malokluziju sa samo jednim okluzalnim kontaktom.
- prikazati promjene raspodjele napreznja na navedenim površinama i dijelovima zuba u odnosu na nadogradnju i vrstu materijala od kojeg je nadogradnja izrađena, nakon što se umjesto intaktnog zuba simuliraju intrakanalne nadogradnje i keramička krunica.
- ispitati novi, staklom ojačani kompozitni materijal intrakanalnih nadogradnji trodimenzionalnom metodom konačnih elemenata.
- dobivene rezultate raspodjele napreznja za svaki eksperimentalni model prikazati slikovno na promatranim površinama, a brojčano za svaki model i osam karakterističnih točaka.

3. MATERIJALI I METODE

U istraživanju je rabljen intaktni humani prvi gornji pretkutnjak, izvađen iz ortodontskih razloga. Radilo se o zubu 14-godišnjaka s očuvanom morfologijom grizne plohe i prostranom pulpnom komoricom (slika 1). Uzorak je uložen u crveni autoakrilat (Palavit G, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) i pričvršćen za postolje. Crvena boja je odabrana kako bi se kod presjeka što lakše uočio vanjski rub zuba. Zub je izrezan poprečno na uzdužnu osovinu mikrotomom (IsometTM 1000 Precision Saw, Buehler Ltd., Illinois, USA) (slika 2). Dobiveno je 20 isječaka koji su fotografirani digitalnim fotoaparatom (FujiFilm, FinePix S1 Pro, Fuji Photo film Co Ltd, Kanagawa, Japan). Na postolju je označena referentna točka 0, dvije međusobno okomite referentne dužine koje su definirale globalne osi x i y , te označena referentna duljina od 10 mm (slika 3). Tijekom rezanja modela presjeci su bili međusobno udaljeni 1,26 mm u pravcu globalne osi z . Ove tri osi (x , y , z) čine desni pravokutni koordinatni sustav. Fotografije su numerirane prema redosljedu rezanja kako bi se mogao odrediti njihov položaj u pravcu z osi (okomito na podlogu). Od dvodimenzionalnih fotografija rekonstruiran je trodimenzionalni model zuba pomoću računalnog programa AutoCAD Mechanical Desktop (v. 4.0, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA). U programu su nacrtane krivulje koje definiraju vanjski obris jednog presjeka zuba i unutrašnju morfologiju: rubovi cakline, dentina i korijenski kanali. Početna točka svake od pojedinih krivulja morala je imati približno istu koordinatu u koordinatnom sustavu (x , y) kako bi se izbjeglo deformiranje površina. U ovom modeliranju kao početna točka svih krivulja rabljena je krajnje desna točka svake konture. Nakon što je postupak ponovljen za sve presjeke, dobiven je niz krivulja koje definiraju sve poprečne presjeke

pojedinih morfoloških dijelova zuba. Kako bi se dobio pravilan položaj tih presjeka u koordinatnom sustavu (x, y), rabljena je referentna točka. Presjeci su translirani tako da se referentna točka za sve njih poklapa. Okomite dužine zajedno s referentnom točkom su iskorištene za rotaciju krivulja poprečnog presjeka (u slučaju da je pri fotografiranju došlo do pomaka). Referentna duljina je iskorištena kako bi se sve krivulje povećale na pravu veličinu (postupak skaliranja). Ovim načinom je izbjegnuta potreba da fotografski aparat bude fiksiran, te su uklonjene i ostale greške koje su mogle nastati pomicanjem fotoaparata između fotografija. Budući se radi o geometrijski malim vrijednostima, male greške pri translaciji i rotaciji poprečnih presjeka bi u daljnoj fazi modeliranja dovele do znatnih grešaka u rekonstruiranju 3D modela (neprirodne neravnine u morfologiji, depresije ili izbočenja) čime bi model bio neuporabiv. Zbog toga su okomite dužine trebale biti što veće u odnosu na poprečni presjek zuba, a referentna točka relativno blizu poprečnom presjeku zuba. Na taj način je spriječeno da male greške u kutnom zaokretu oko referentne točke izazivaju velike pomake poprečnog presjeka. Dobiveni presjeci su tada pomaknuti u pravcu osi z za iznos određen postupkom rezanja te je geometrija zuba dobila svoje početne obrise. Nakon toga se pristupilo izradi 3D modela u obliku površina iz njegovih poprečnih presjeka pri čemu se vodilo računa da nigdje ne dođe do deformacije površina. Zbog izuzetno složene morfologije dvokorijenskog zuba, nije bilo moguće čitav model raditi u obliku jedne površine, već više njih, koje su zatim spojene. Npr. vanjska površina zuba napravljena je iz šest međusobno spojenih površina, a na sličan je način modelirana i unutrašnja geometrija. Na temelju postojećih podataka rekonstruirani su vrhovi kvržica zuba, budući da su bili izgubljeni u postupku rezanja. Pojedini dijelovi morfologije koji su važni za prijenos opterećenja (npr. kvržice) rekonstruirani su temeljem fotografija

zuba prije rezanja, budući da su izgubljeni u inicijalnom modeliranju zbog svojih relativno malih dimenzija u odnosu na veličinu zuba. Nadogradnja, individualna i konfekcijska, je u potpunosti virtualno modelirana. Za modeliranje nadogradnje je iskorištena unutarnja morfologija zuba u koju je “umetnuta” površina modelirana prema pravilima struke. Kod umetanja virtualnih kolčića računalni model je odgovarao hipotetskoj situaciji. Periodontalni ligament širine 0,3 mm i okolni dio kosti je rekonstruiran prema vanjskom obliku korijena. Pripremljen model je u potpunosti virtualno prikazao sve geometrije, stvarne i hipotetske.

Izrađeni model zuba je prenesen u program za analizu konačnih elemenata MSC.visualNastran for Windows 2002 (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, USA) u kojem je modelirana trodimenzionalna matematička mreža modela. Program omogućuje numeričku analizu rasporeda naprezanja unutar strukture. Konačni elementi su međusobno povezani jedino u čvorovima, te su prilikom modeliranja svi elementi koji definiraju jednu cjelinu tako spojeni, inače u modelu postoje nerealne šupljine ili pukotine. U postupku izračunavanja određivani su članovi nepoznatog vektora veličine pomaka u svim čvorovima modela, koji su dobiveni iz matrice krutosti (sadrži podatke o karakteristikama materijala konstrukcije) te matrice sila (definirane vanjskim opterećenjem). Ova se metoda zove metoda pomaka (100), a određivanje se vrši rješavanjem sustava jednažbi čiji broj ovisi o veličini modela (broj čvorova pomnožen s brojem stupnjeva slobode u svakom čvoru) i kao rezultat se uvijek dobiva jednoznačno rješenje. Računalni program iz veličina pomaka određuje deformacije i naprezanja čime je polje naprezanja (raspodjela naprezanja) u modelu u potpunosti definirano. U ovoj numeričkoj analizi korišteni su tetraedarski elementi s 4 čvora te tri stupnja slobode po čvoru (pomaci u pravcu tri međusobno okomite osi).

Opterećenje zuba definirano je silama koje djeluju u točkama koje odgovaraju kontaktu s drugim zubom. Pravci djelovanja sila su definirani okomito na površinu zuba u točki dodira. Na ovaj način je postignuta fizikalna sličnost s realnom situacijom u kojoj se kontaktom dva zuba stvaraju sile okomite na njihove površine. Također je kontakt s dva susjedna zuba modeliran rubnim uvjetima definiranim na zubu koji sprečavaju pomak zuba u pravcu okomito na njih.

Kako bi se mogao iskoristiti model definiran u računalnom programu Mechanical Desktop, bilo ga je nužno, pomoću programa za razmjenu podataka između različitih računalnih programa koji se koriste pri konstruiranju (IGES translatora), prevesti u oblik koji računalni program Nastran može učitati i rabiti u stvaranju modela konačnih elemenata. Nakon toga su već definirane površine iskorištene za omeđavanje pojedinih volumena. Pri definiranju volumena bilo je nužno voditi računa da mogu biti podijeljeni u konačne elemente, te da budu međusobno spojeni tako da i mreže konačnih elemenata međusobno na spoju u potpunosti odgovaraju. Nakon definiranja svih elemenata, rubnih uvjeta i opterećenja, svakoj od pojedinih grupa elemenata dodijeljen je odgovarajući materijalni model (ovisno o tome koji dio zuba predstavljaju) i izvršena je analiza. U postupku postprocesiranja dobiveni rezultati su predstavljeni u obliku odgovarajućih slika.

Najprije je modeliran intaktan zub s pripadajućim parodontom(model 1). Model zuba sastojao se od cakline, dentina i pulpne komorice kao praznog prostora. Drugi i treći model (model 2 i 3) zadržavaju vanjski oblik intaktnog zuba. Unutrašnjost je ispreparirana oponašajući potpunu keramičku krunicu i lijevanu nadogradnju koja je morfologijom pratila korijen, a sezala je do u dvije trećine oba korijenska kanala. Nadogradnji u drugom modelu zadane su mehaničke osobine metala, a nadogradnji u

trećem modelu mehaničke osobine staklom ojačanog kompozita (tablica 1). Četvrti i peti model (model 4 i 5) zadržali su vanjski oblik intaktnog zuba i uz preparaciju za potpunu keramičku krunicu sadržavali su preparaciju za endodontske kolčiće. Endodontski kolčići su kombiniranog tipa (cilindričnog oblika s koničnim završetkom), (slika 4). Endodontskim kolčićima u četvrtom modelu dana su svojstva staklom ojačanog kompozita, a kolčićima u petom modelu metala (tablica 1). Broj elemenata, čvorova i stupnjeva slobode od kojih se sastoje pojedini modeli prikazani su u tablici 2.

Za određivanje ponašanja materijala pod opterećenjem osim oblika potrebno je poznavati i mehanička svojstva tkiva zuba i umjetnih materijala (modul elastičnosti i Poissonov koeficijent). Te vrijednosti su već odredili drugi istraživači i proizvođači, te su prikazane u tablici 1. Materijali od kojih je građen zub su razmatrani kao izotropni, homogeni i elastični, te ostaju takvi kod primjene sile.

Radeno je nekoliko analiza s obzirom na točke opterećenja. Prva analiza predstavljala je normokluziju (kvržica na fisuru) i sadržavala je tri okluzalna kontakta, dva na palatinalnoj kvržici i jedan na bukalnoj (slika 5). Druga analiza prikazala je slučaj malokluzije kada postoji samo jedan kontakt na okluzalnoj plohi i to na bukalnoj kosini palatinalne kvržice (slika 6). Svi modeli su opterećeni silom od 200 N. Vektor sile je u smjeru okomitom na površinu zuba. Time je dobiveno vjerno oponašanje kontakata površina s antagonističkim zubima. Predviđene su i kontaktne točke sa susjednim zubima.

Za točnu usporedbu dobivenih vrijednosti među modelima određeno je osam fiksnih točaka u kojima su se uzimale brojčane vrijednosti naprezanja (tablica 3 i slika 7).

Tablica 1. Mehanička svojstva gradivnih materijala zuba

	modul elastičnosti (E) u [MPa]	Poissonov koeficijent (ν)	literatura
zubna pulpa	0,21	0,45	96
dentin	18600	0,31	31
caklina	80000	0,3	97
ligament	68,9	0,45	31
kost	12000	0,3	31
keramika (Vita VMK 68)	68900	0,28	98
keramika (In-Ceram Alumina)	315000	0,26	99
krom-kobalt- molibden legura	200000	0,31	80
staklo ojačani kompozit	40000	0,26	31
kompozit	7000	0,3	31
gutaperka	0,69	0,45	31

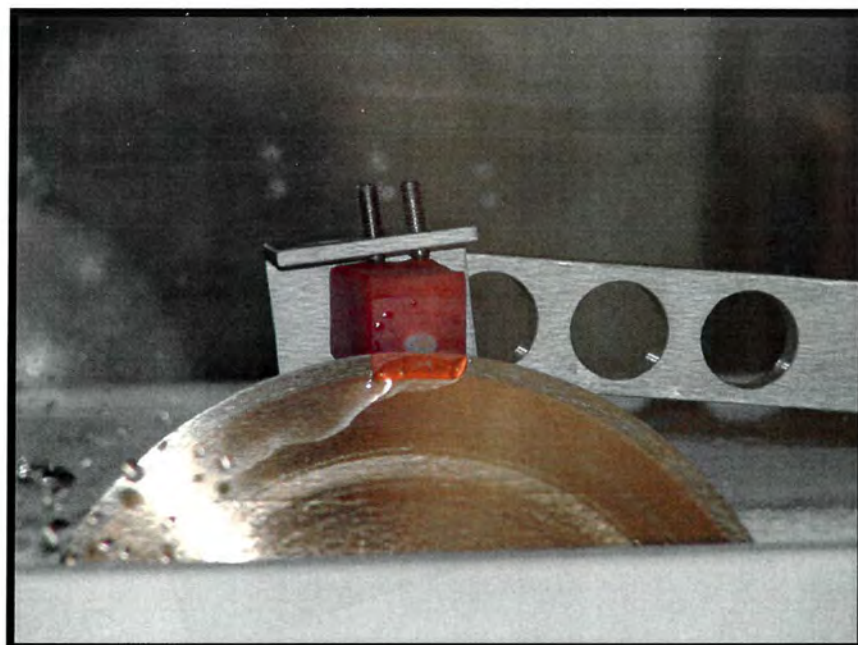
Tablica 2. Broj elemenata, čvorova i stupnjeva slobode rabljenih u izradi modela konačnih elemenata.

	broj elemenata	broj čvorova	broj stupnjeva slobode
model 1	1 684 512	246 510	739 530
model 2 i 3	1 235 613	233 901	701 703
model 4 i 5	1 370 961	255 201	765 603

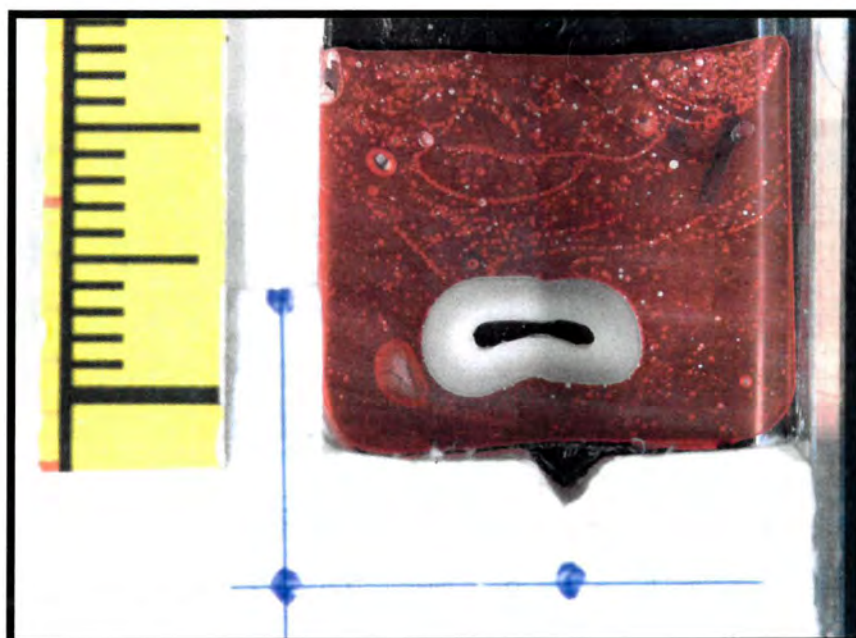
Tablica 3. Prikaz vrijednosti naprezanja u osam određenih točaka u modelu.

točka 1	Nalazi se u središtu fisure u sloju cakline ili keramičkog materijala.
točka 2	Predstavlja mjesto na bukalnoj strani vrata zuba gdje kruna prelazi u korijen.
točka 3	Predstavlja mjesto na palatinalnoj strani vrata zuba gdje kruna prelazi u korijen.
točka 4	Dentin bukalnog korijena koji se nalazi u kosti pri vrhu alveolarnog grebena.
točka 5	Dentin na račvištu korjenova.
točka 6	Središnja trećina palatinalnog korijena (pulpna komorica ili nadogradnja)
točka 7	Dentin središnje trećine bukalnog korijena.
točka 8	Dentin apeksne trećine bukalnog korijena.

**Slika 1. Intaktni humani prvi gornji pretkutnjak rabljen u radu.**



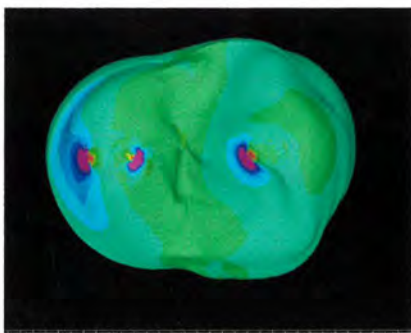
Slika 2. Preparat zuba u fazi rezanja u mikrotomu.



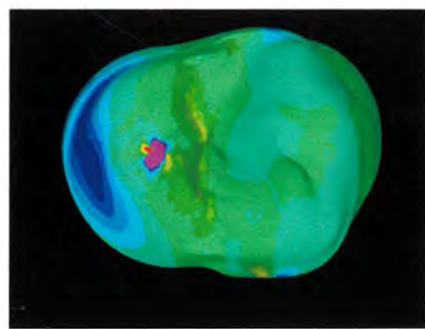
Slika 3. Poprečni presjek devetog sloja zuba uloženog u mjerni kalup.



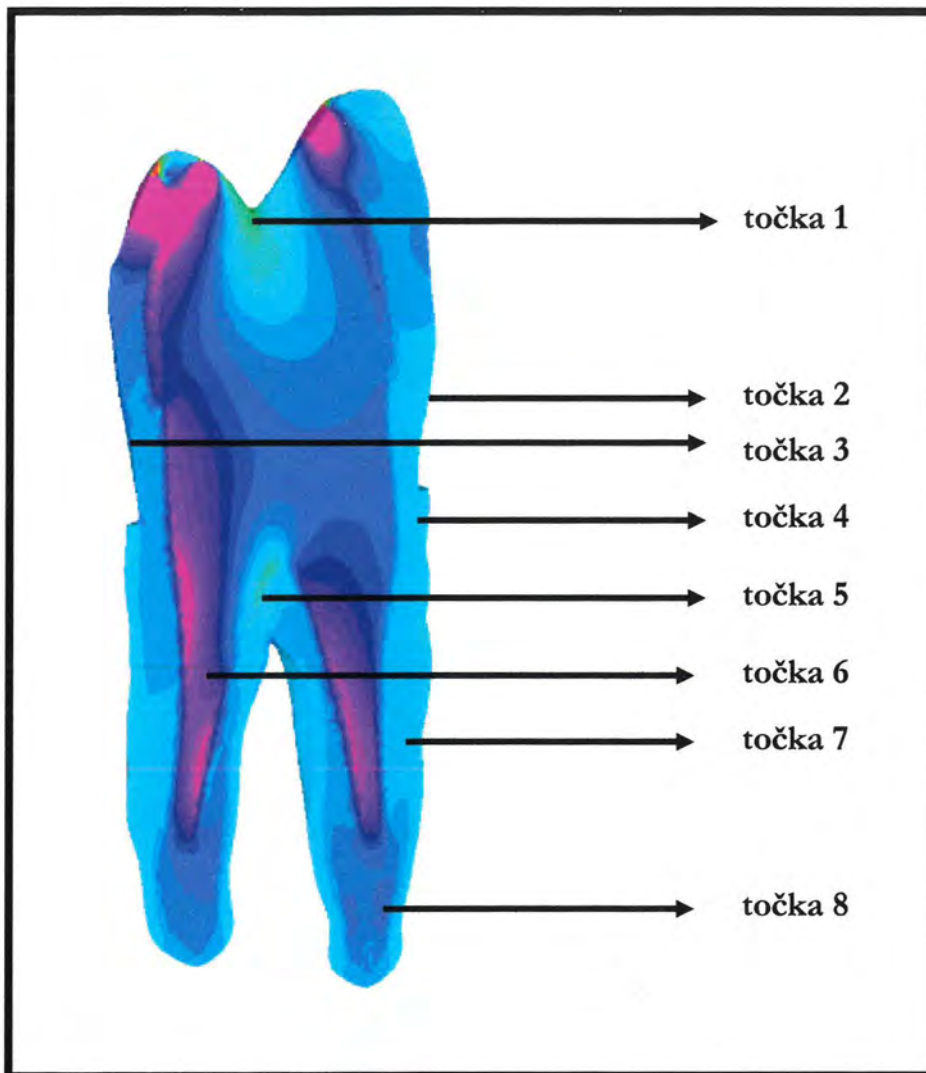
Slika 4. Set endodontskih kolčića od staklom ojačanog kompozita.



Slika 5. Normookluzija s tri okluzalna kontakta (crveno-ljubičaste zone).



Slika 6. Malookluzija s jednim okluzalnim kontaktom (crveno-ljubičasta zona).



Slika 7. Prikaz osam točaka u zubu iz kojih su očitavane vrijednosti naprezanja.

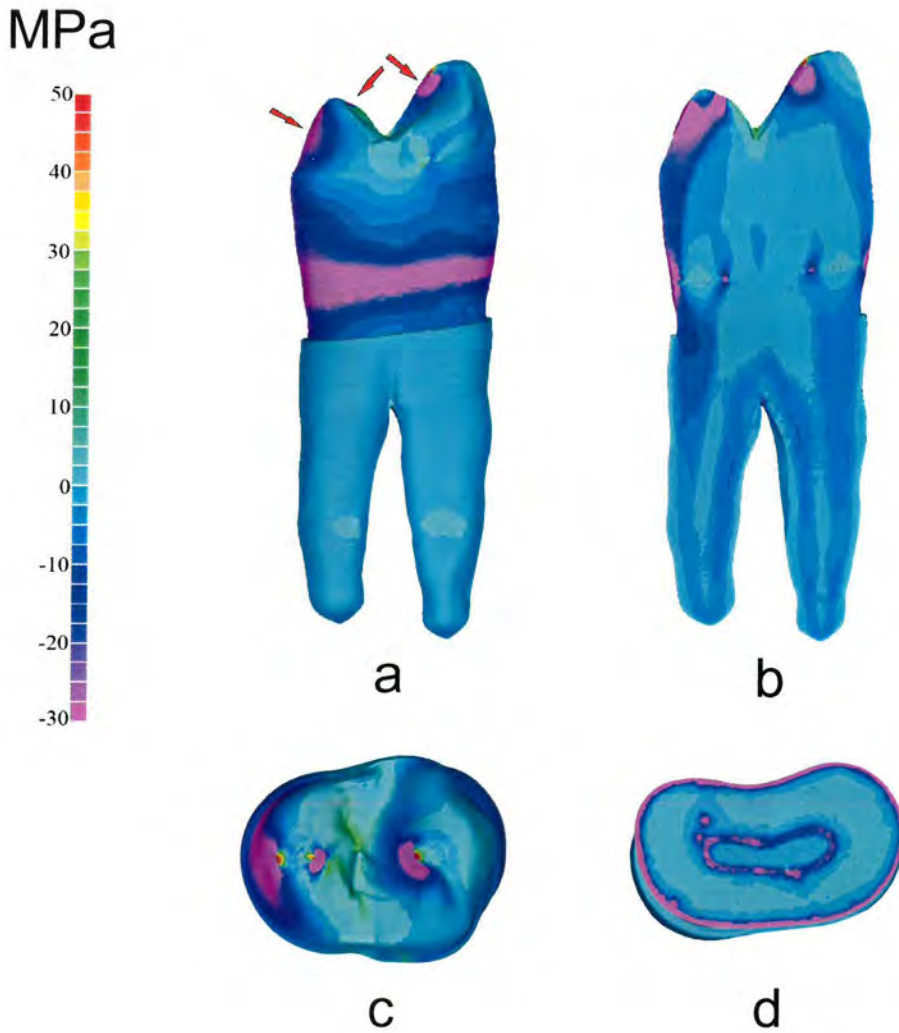
4. REZULTATI

4.1. SLIKOVNI PRIKAZ RASPODJELE NAPREZANJA UNUTAR MODELA

4.1.1. PRIKAZ RASPODJELE NAPREZANJA MATERIJALA KOD TROTOČKASTOG OPTEREĆENJA MODELA (NORMOOKLUZIJA)

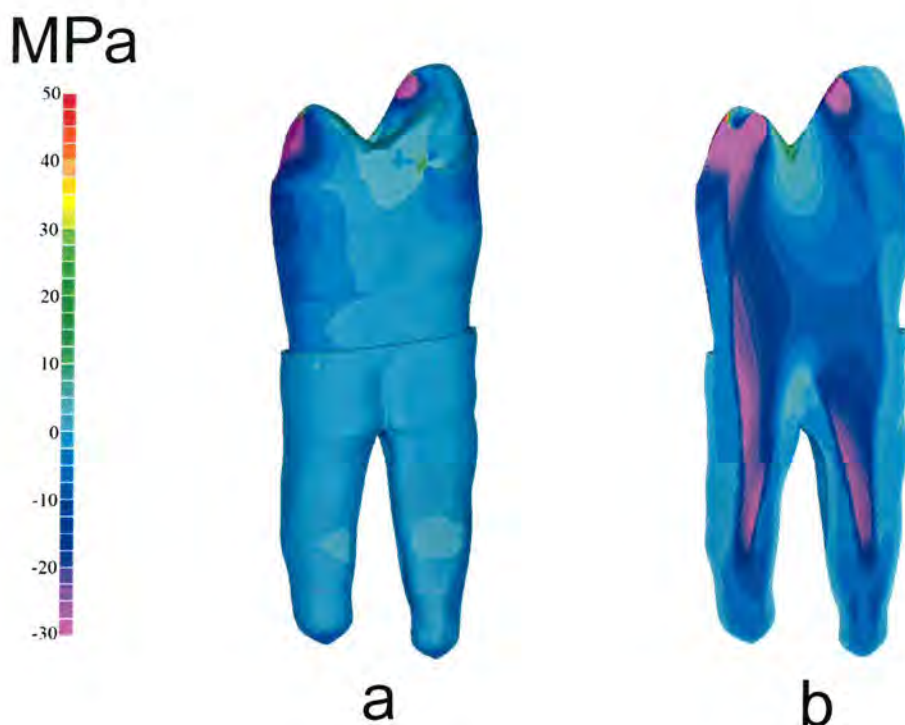
4.1.1.1. RASPODJELA NAPREZANJA INTAKTNOG ZUBA

Glavna naprezanja možemo podijeliti u vlačna i tlačna. Vlačna imaju pozitivan predznak i njihove vrijednosti nalaze se u gornjoj polovici skale, a tlačna negativan predznak u donjoj polovici skale. Na slici 8 mogu se očitati zone tlačnih i vlačnih naprezanja u intaktnom zubu. Najveće tlačno naprezanje javlja se na mjestima primjene sila i u području vrata zuba na caklinsko-cementnom spojištu. Ta se naprezanja uglavnom raspoređuju u sloju cakline i manjem dijelu susjednog dentina. Uski prsten dentina na vratu zuba oko pulpe također je pod većim tlačnim opterećenjem. Vlačno naprezanje kod ovakve vrste opterećenja javlja se samo u caklini u području fisure na okluzalnoj plohi.



Slika 8. Prikaz raspodjele naprezanja (u MPa) u intaktnom zubu kod trotočkastog opterećenja. Crvene strelice prikazuju mjesta i smjer djelovanja sile. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s parodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b). Okluzalna ploha (c). Poprečni presjek vrata zuba gledano s okluzalne strane (d).

4.1.1.2. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S METALNOM INDIVIDUALNOM NADOGRAĐNJOM I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM



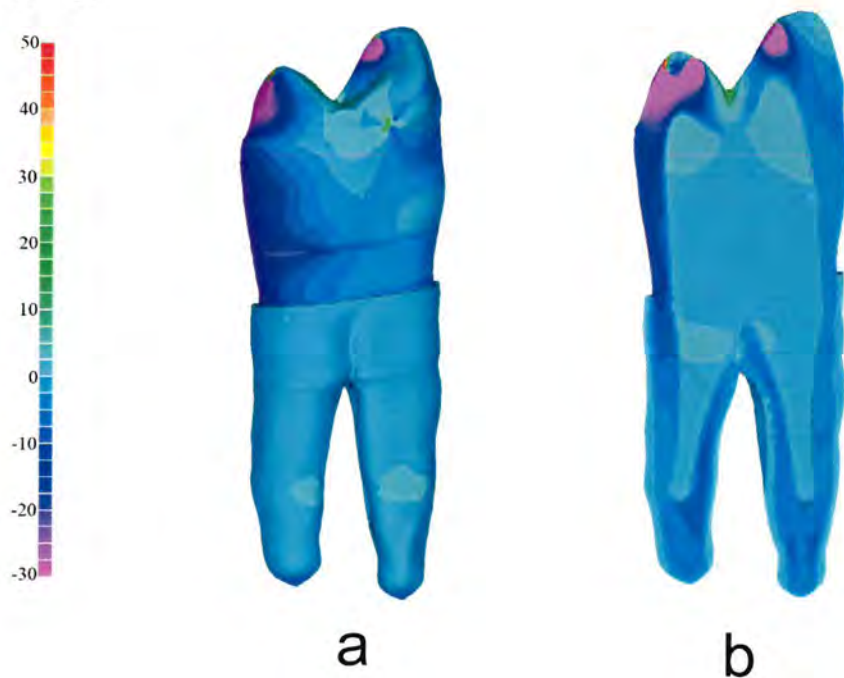
Slika 9. Prikaz raspodjele naprezanja u zubu s metalnom individualnom nadogradnjom kod trotočkastog opterećenja. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

Tlačna naprezanja javljaju se na mjestima primjene sila i u nadogradnji, s najvećim vrijednostima na najužim dijelovima nadogradnje, tj. u središnjoj trećini korijena. Zona vlaka nalazi se u području fisure i osim u keramičkom sloju širi se i u dublje slojeve metalne nadogradnje. Sljedeća zona vlačnog naprezanja nalazi se u dentinu i nadogradnji nešto iznad samog račvišta korjenova. Dentin u središnjoj trećini korjenova je pod manjim tlačnim opterećenjem nego u slučaju intaktnog zuba, dok je

dentin u apikalnoj trećini pod većim opterećenjem u odnosu na intaktni zub. Na vratu zuba gotovo da nema naprezanja.

4.1.1.3. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNOM INDIVIDUALNOM NADOGRAĐNJOM I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM

MPa

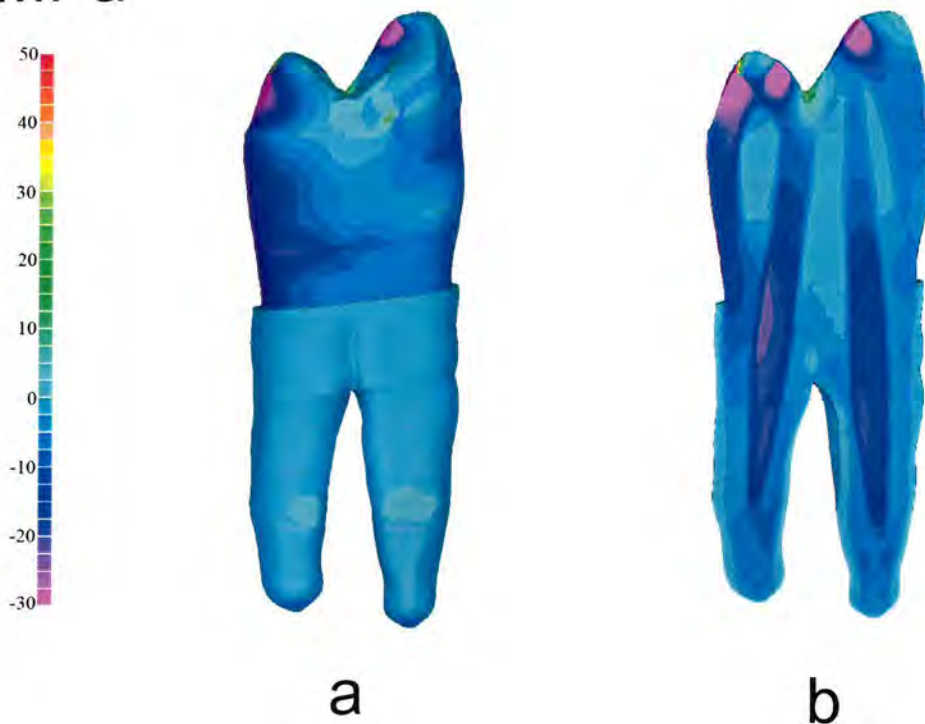


Slika 10. Prikaz raspodjele naprezanja u zubu s kompozitnom individualnom nadogradnjom kod trotočkastog opterećenja. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

Slika 10 prikazuje situaciju u kojoj se kod preparacije za individualnu nadogradnju upotrijebi drugi materijal, u ovom slučaju staklom ojačani kompozit. Vidljiva je različita raspodjela naprezanja unutar zuba. Zona najjačeg naprezanja i dalje ostaje na mjestima djelovanja sila. Nadogradnja na sebe preuzima minimalno opterećenje. Raspored tlačnog naprezanja je suprotan situaciji u kojoj je nadogradnja izrađena od metala. Kod kompozitne nadogradnje porast vrijednosti naprezanja vidljiv je u dentinu korijena i keramičkom materijalu krunice koja okružuje nadogradnju, a sam raspored i vrijednosti naprezanja su slične kao i na mjernim površinama na modelu intaktnog zuba, osim u zoni vrata zuba. Kod ovog slučaja nema porasta vrijednosti naprezanja na prelasku krune u korijen zuba, što je karakteristično za intaktni zub. Vlačno naprezanje javlja se samo u fisuri na okluzalnoj plohi keramičke krunice i ne seže u metal nadogradnje.

4.1.1.4. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNIM ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM

MPa

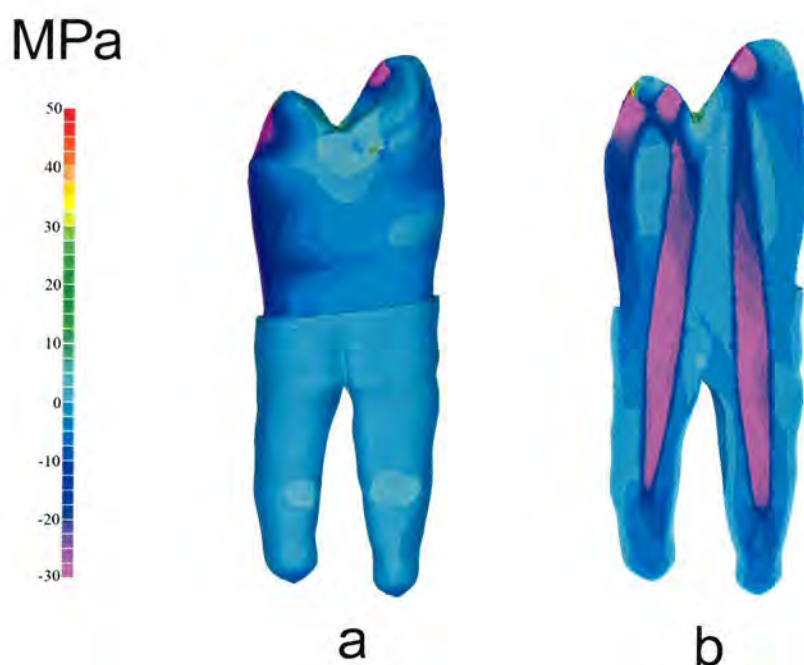


Slika 11. Prikaz raspodjele naprezanja u zubu s konfekcijskim kompozitnim kolčićima kod trotočkastog opterećenja. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

Slika 11 prikazuje nadogradnju zuba sa staklom ojačanim kompozitnim endodontskim kolčićima, bataljkom od kompozita i potpunom keramičkom krunicom. Najveće tlačno naprezanje se javlja na mjestima djelovanja sila i u središnjoj trećini kolčića. Kompozitni bataljak gotovo da nije pod opterećenjem, osim na području vrata

zuba. Dentin u korijenu zuba ima slične vrijednosti naprezanja u svim svojim dijelovima. Krunica preuzima većinu opterećenja, a tlačna zona je nešto veća na vratu zuba i širi se u unutrašnjost modela. Vlačno naprezanje javlja se samo u fisuri na okluzalnoj plohi i to u sloju keramike.

4.1.1.5. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S METALNIM ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM



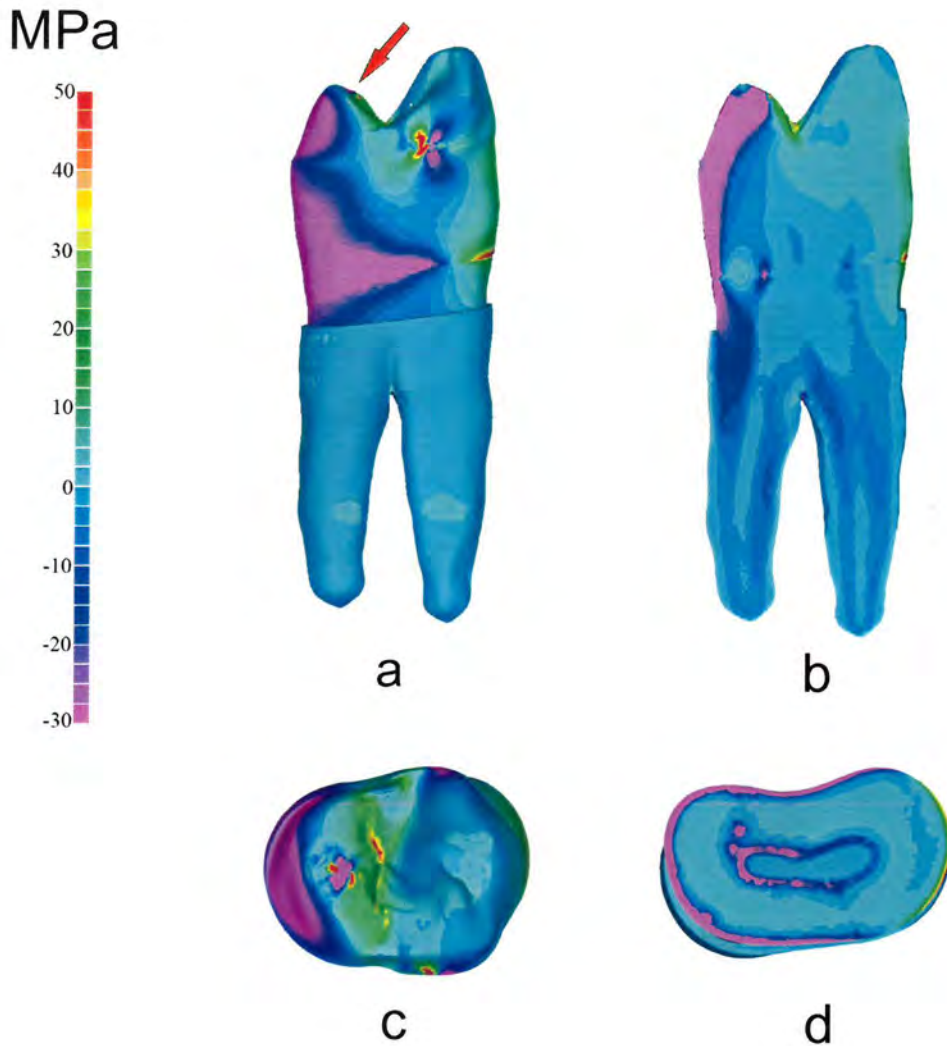
Slika 12. Prikaz raspodjele naprezanja u zubu s konfekcijskim metalnim kolčićima kod trotočkastog opterećenja. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

U slučaju kada su kompozitni kolčići zamijenjeni s krom-kobalt-molibden legurom, tvrdi materijal, u ovom slučaju metal, preuzima na sebe veća opterećenja. Dobiva se slika rasporeda naprezanja slična zubu s metalnom individualnom nadogradnjom. Zone najvećeg tlačnog naprezanja nalaze se na mjestima djelovanja sila i u samim kolčićima. Središnja zona dentina u korijenu zuba je pod najmanjim opterećenjem, dok je vrat zuba i apikalni dio korijena u zoni većeg opterećenja. Vlačno naprezanje javlja se u fisuri i to samo u sloju keramike.

4.1.2. PRIKAZ RASPODJELE NAPREZANJA MATERIJALA KOD JEDNOTOČKASTOG OPTEREĆENJA MODELA (MALOKLUZIJA)

4.1.2.1. RASPODJELA NAPREZANJA INTAKTNOG ZUBA

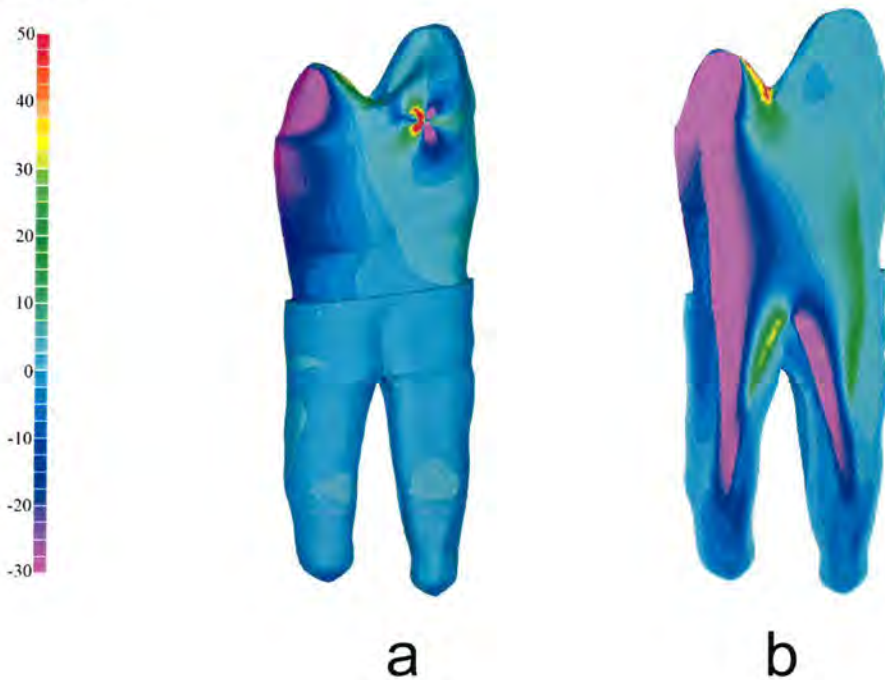
Kod jedнотоčkastog tipa opterećenja javljaju se naprezanja drugačija od trotočkastog opterećenja. Tlačno naprezanje dominantno je na palatinalnoj polovici zubne krune i najviše vrijednosti su u caklini, dok se na bukalnoj polovici zubne krune javlja vlačno naprezanje, na koje je zubna struktura manje otporna. Najviše vrijednosti vlačnog naprezanja javljaju se na bukalnoj strani na samom caklinsko-cementnom spojištu. Vlačno opterećenje se također pojavljuje u fisuri i, za razliku od trotočkastog opterećenja, ta je zona puno šira i zahvaća gotovo cijelu središnju trećinu grizne plohe. Raspored tlačnog naprezanja u korijenu zuba identičan je kao kod normookluzije. Dentin preuzima glavninu opterećenja, dok su pulpa i ligament pod neznatnim opterećenjem.



Slika 13. Prikaz raspodjele naprezanja u intaktnom zubu kod jedнотоčkastog opterećenja. Crvena strelica pokazuje mjesto i smjer djelovanja sile. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b). Okluzalna ploha (c). Poprečni presjek vrata zuba gledano s okluzalne strane (d).

4.1.2.2. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S METALNOM INDIVIDUALNOM NADOGRAĐNJOM I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM

MPa



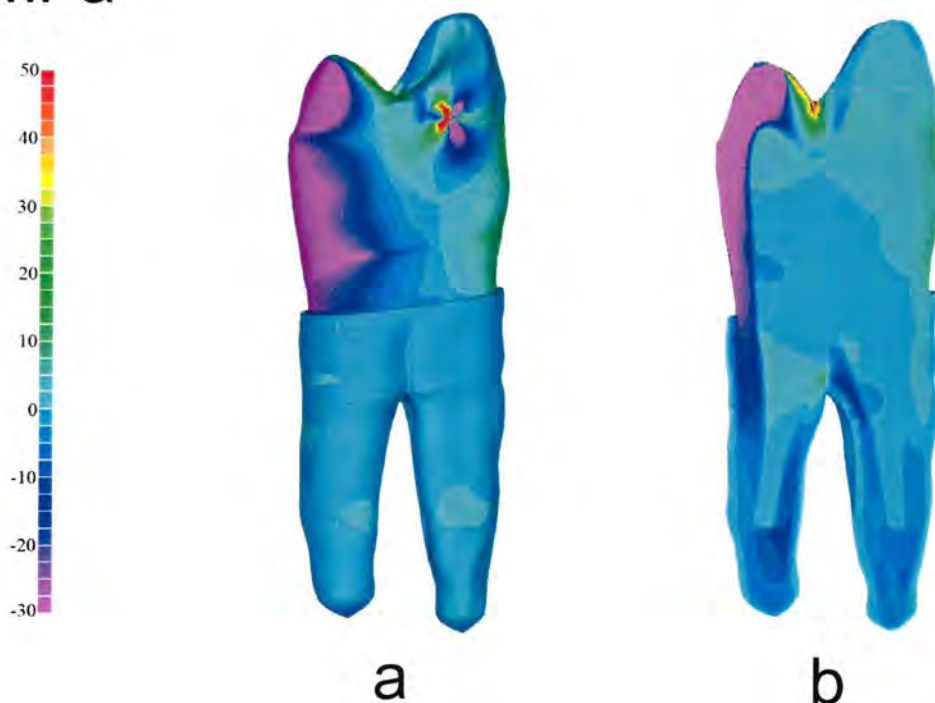
Slika 14. Prikaz raspodjele napreznja u zubu s metalnom individualnom nadogradnjom kod jednoččkastog opterećenja. Prikazan je zub s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

Visoke vrijednosti tlačnog napreznja nalaze se na mjestu djelovanja sile i u nadogradnji, i to u palatinalnoj četvrtini koronarnog dijela nadogradnje i u palatinalne dvije trećine korijenskog dijela nadogradnje. Dentin je pod tlačnim napreznjem u palatinalnom dijelu središnje trećine zuba i u apikalnom dijelu oba korijena. Vlačno napreznje kod ove vrste opterećenja ima vrlo široke zone i zahvaća gotovo cijelu bukalnu gornju i srednju trećinu nadogradnje, bukalnu gornju trećinu palatinalnog

korijena i fisuru na okluzalnoj plohi keramičke krunice koja seže u dubinu te se preko srednje trećine krune zuba spaja sa bukalnom zonom. Keramika na bukalnoj strani je pod manjim vlačnim naprežanjem od zone nadogradnje koja se nalazi ispod nje.

4.1.2.3. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNOM INDIVIDUALNOM NADOGRAĐNJOM I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM

MPa

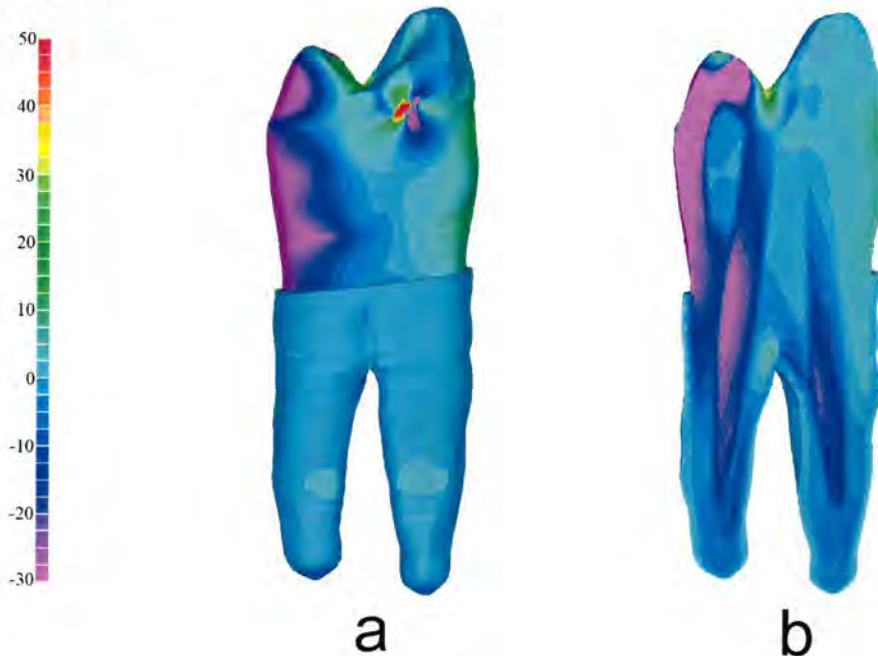


Slika 15. Prikaz raspodjele naprežanja u zubu s kompozitnom individualnom nadogradnjom kod jednotočkastog opterećenja. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

Na slici 15 vidi se ista preparacija za nadogradnju kao na slici 14, ali različiti materijal utječe na drugačiju raspodjelu naprezanja. Cijelo opterećenje raspoređeno je na krunicu i dentin korijena, dok je nadogradnja pod minimalnim opterećenjem. Zone vlačnog naprezanja su reducirane i zahvaćaju samo bukalni i fisurni sloj keramike krunice, te usku zonu dentina na bukalnoj strani palatinalnog korijena iznad samog račvišta korjenova. Tlačna zona proširena je na cijelu palatinalnu plohu keramičke krunice i vrijednosti su nešto niže u području vrata zuba blizu alveolarnog ruba kosti.

4.1.2.4. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S KOMPOZITNIM ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM

MPa



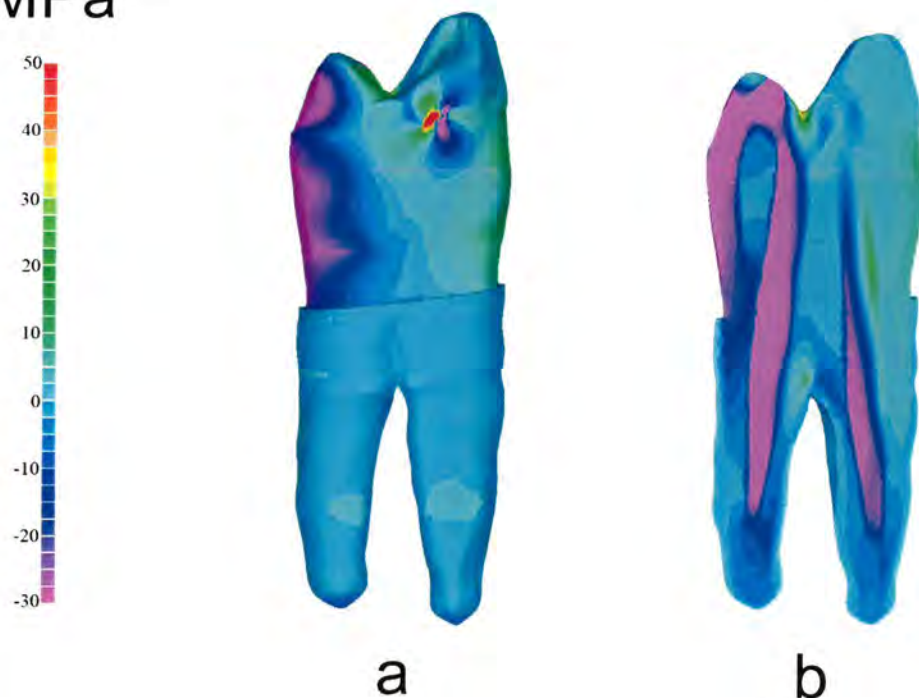
Slika 16. Prikaz raspodjele naprezanja u zubu s konfekcijskim kompozitnim kolčićima kod jednočakastog opterećenja. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

Kod zuba s kompozitnim kolčićima veća tlačna naprezanja se javljaju uzduž cijelog sloja palatinalnog dijela krunice i u palatinalom kolčiću. Vlačna naprezanja javljaju se na bukanoj površini krunice, u fisuri na okluzalnoj plohi i na bukanoj strani palatinalnog korijena na račvištu korijenova. Kompozitni bataljak je pod minimalnim tlačnim opterećenjem osim na palatinaloj četvrtini vrata zuba gdje su vrijednosti nešto

više. Dentin u korijenu zuba je pod tlačnim opterećenjem u palatinalnoj gornjoj trećini i na apeksu korijenova, dok je dentin na bukalnoj gornjoj trećini pod blagim vlačnim opterećenjem.

4.1.2.5. RASPODJELA NAPREZANJA ZUBA S METALNIM ENDODONTSKIM KOLČIĆIMA I POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM

MPa



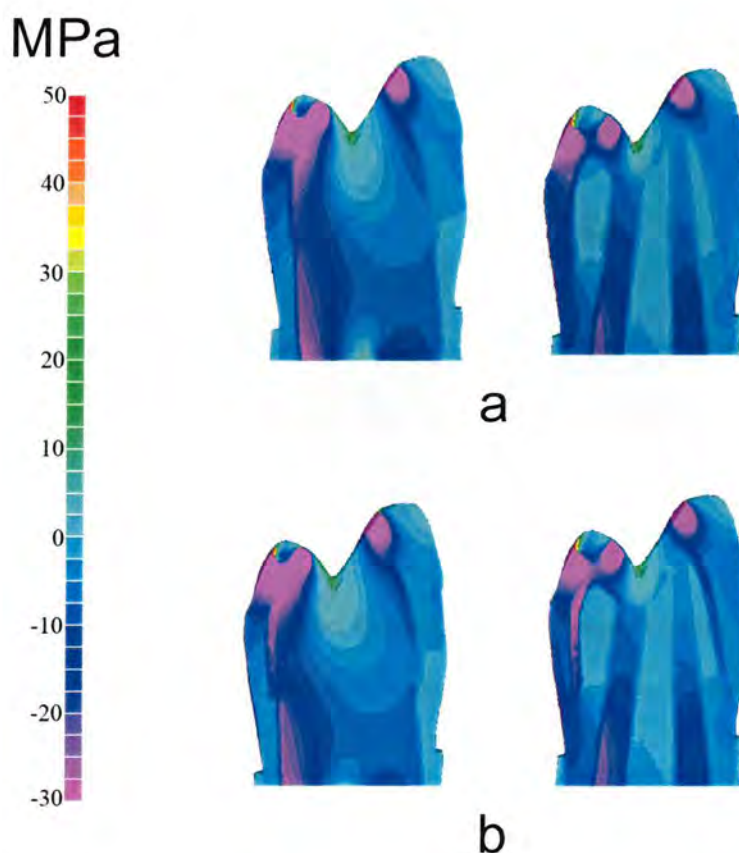
Slika 17. Prikaz raspodjele napreznja u zubu s konfekcijskim metalnim kolčićima kod trotočkastog opterećenja. Zub gledan s mezijalne strane zajedno s periodontalnom membranom (a). Sagitalni presjek kroz sredinu zuba (b).

Raspored naprezanja kod zuba s metalnim kolčićima sličan je rasporedu u zubu s metalnom individualnom nadogradnjom. Najveće tlačno naprezanje javlja se u sloju keramike na palatinalnoj strani krunice i u kolčićima, a veće je u palatinalnom kolčiću. Vlačno naprezanje javlja se u gornjoj trećini bukalne površine bukalnog kolčića, u bukalnom sloju keramičke krunice i u dentinu na bukanoj strani palatinalnog korijena na račvištu korjenova, te u fisuri na okluzalnoj plohi u cijelom sloju keramike. Dentin je pod većim tlačnim opterećenjem u gornjoj trećini palatinalne strane palatinalnog korijena i na apeksima oba korijena.

Kao i kod trotočkastog opterećenja bitno je primijetiti da se glavne razlike u rasporedu naprezanja javljaju kod različitih materijala nadogradnje i kolčića, dok sama preparacija nema bitnog utjecaja na raspored naprezanja već samo na širinu zahvaćene zone.

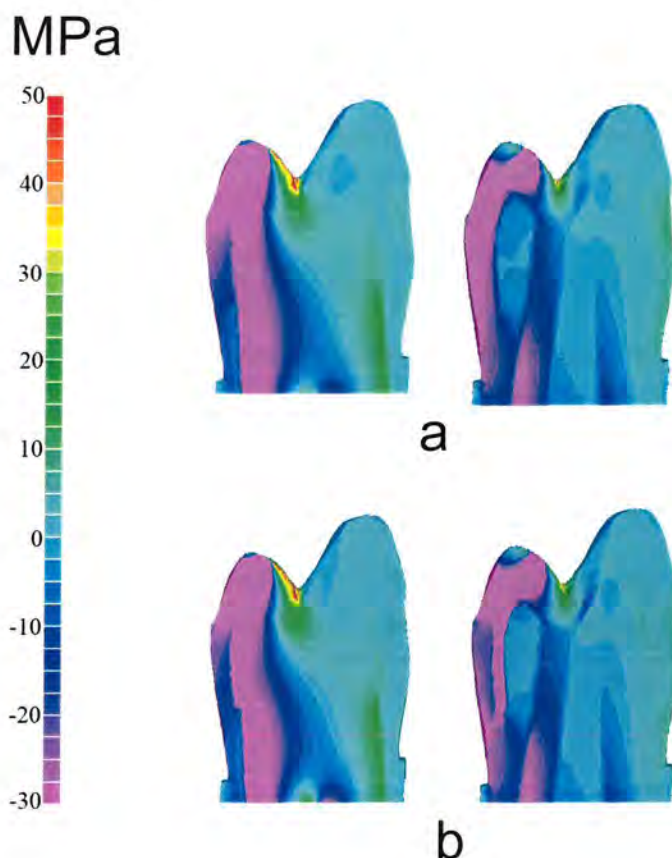
4.1.3. USPOREDBA RAZLIKE U NAPREZANJU KOD MODELA S POTPUNOM KERAMIČKOM KRUNICOM I MODELA S METAL-KERAMIČKOM KRUNICOM

4.1.3.1. TROTOČKASTO OPTEREĆENJE ZUBA



Slika 18. Naprezanje kod modela s potpunom keramičkom krunicom i trotočkastim opterećenjem (a). Naprezanje kod modela s metal-keramičkom krunicom i trotočkastim opterećenjem (b).

4.1.3.2. JEDNOTOČKASTO OPTEREĆENJE ZUBA



Slika 19. Naprezanje kod modela s potpunom keramičkom krunicom i trotočkastim opterećenjem (a). Naprezanje kod modela s metal-keramičkom krunicom i trotočkastim opterećenjem (b).

Na slikama 18 i 19 prikazani su modeli s potpunom keramičkom krunicom i metal-keramičkom krunicom. Vrsta materijala od kojeg je izrađena krunica ne mijenja bitno raspored naprezanja unutar zubne strukture, osim što kod modela s metal-keramičkom krunicom i kolčićima dio metalnog dijela krunice u središnjem dijelu palatinalne plohe preuzima na sebe veći dio opterećenja čime je taj središnji dio keramike na palatinalnoj plohi rasterećen. Takvog rasterećenja nema kod modela s individualnom nadogradnjom.

4.2. BROJČANE VRIJEDNOSTI NAPREZANJA POJEDINIH ELEMENATA MODELA

4.2.1. PRIKAZ VRIJEDNOSTI NAPREZANJA U OSAM ODREĐENIH PODRUČJA (TOČAKA)

Tablica 4. Pojedinačne vrijednosti naprezanja u osam točaka kod trotočkastog opterećenja zuba (normokluzije) [MPa]. Vrijednosti se odnose na naprezanja u pravcu osi z.

točka	model 1	model 2	model 3	model 4	model 5
1	+2,933	+15,884	+17,303	+6,194	+6,346
2	-100,478	-1,367	-2,412	-4,788	-3,076
3	-230,358	-5,970	-17,491	-16,804	-13,898
4	-5,768	-0,954	-4,450	-5,810	-3,930
5	-5,296	+5,206	+2,416	-5,846	-3,624
6	-7,582	-30,615	-0,448	-18,101	-32,083
7	-5,120	-2,647	-4,734	-4,676	-3,582
8	-8,959	-10,956	-10,399	-7,692	-8,528

U točki 1 u svim modelima javlja se vlačno naprezanje čije vrijednosti su najviše kod modela s preparacijom za individualnu nadogradnju. U točkama 2 i 3 vrlo visoke vrijednosti tlačnog naprezanja javljaju se samo u intaktnom zubu. Na mjestu točke 4 javlja se podjednako tlačno naprezanje u svim modelima. U točki 5 vlačno naprezanje nalazi se samo u modelima zuba s individualnom nadogradnjom, dok su ostali modeli u tom području pod tlačnim naprezanjem. Svi modeli u točki 6 pokazuju tlačno naprezanje, a više vrijednosti nađene su kod zuba nadomještenih metalom. U točkama 7 i 8 vrijednosti su podjednake za sve modele.

Tablica 5. Pojedinačne vrijednosti naprezanja u osam točaka kod jedнотоčkastog opterećenja zuba (malokluzija) [MPa]. Vrijednosti se odnose na naprezanja u pravcu osi z.

točka	model 1	model 2	model 3	model 4	model 5
1	+12,622	+43,433	+48,903	+21,443	+21,427
2	+74,819	+2,866	+8,812	+6,540	+6,537
3	-445,232	-14,918	-41,731	-37,752	-32,663
4	-1,465	+1,683	+2,143	+3,477	+3,901
5	-4,879	+41,278	+3,335	+4,687	+7,114
6	-9,695	-62,985	+0,254	-18,007	-34,379
7	-5,369	-2,252	-4,195	-4,446	-3,503
8	-9,125	-10,056	-9,345	-7,176	-7,824

U točki 1 najveće vlačno naprezanje nalazi se u modelima s individualnom nadogradnjom a najmanje kod intaktnog zuba. Na bukalnoj strani vrata zuba najviše vrijednosti vlačnog naprezanja su kod intaktnog zuba, a najmanje kod modela s metalnom individualnom nadogradnjom. Tako je i u točki 3, samo što se tu radi o tlačnom naprezanju. U točki 4 vrijednosti naprezanja su blizu nule, ali se mora primijetiti da je jedino intaktan zub pod vrlo blagim tlačnim, a ostali modeli vlačnim naprezanjem. Na račvištu korjenova (točka 5), samo intakti zub pokazuje tlačno naprezanje, dok ostali modeli pokazuju vlačno naprezanje s odstupanjem kod modela s metalnom individualnom nadogradnjom gdje su vrijednosti znatno više u odnosu na ostale modele. U središtu korijena (točka 6), zubi nadomješteni metalom imaju visoka tlačna naprezanja, iza toga slijedi model sa staklom ojačanim kompozitnim kolčićima, zatim intakti zub, dok kod modela s individualnom nadogradnjom od staklom ojačanog kompozita gotovo da i nema naprezanja. U točkama 7 i 8 svi su modeli pod blagim tlačnim naprezanjem.

4.2.2. PRIKAZ NAJVIŠIH VRIJEDNOSTI NAPREZANJA GRADIVNIH MATERIJALA MODELA

Tablica 6. Vrijednosti najvećih naprežanja u određenom materijalu zuba kod trotočkastog opterećenja zuba (normookluzije) [MPa].

	model 1		model 2		model 3		model 4		model 5	
	tlak	vlak	tlak	vlak	tlak	vlak	tlak	vlak	tlak	vlak
caklina/ krunica	230,358	6,237	12,140	1,505	23,466	2,067	21,800	0,040	17,312	0,515
dentin	132,609	48,592	24,985	10,672	18,482	14,972	20,045	13,329	28,484	14,766
pulpa/ gutaperka	0,054	0,021	0,002	0,001	0,006	0,001	0,003	0,001	0,003	0,001
ligament	24,724	7,499	8,616	3,314	9,171	2,948	9,396	3,834	9,129	4,081
kost	91,919	10,149	18,628	4,104	19,998	4,089	20,354	5,206	19,731	5,260
nadogradnja			38,835	17,401	3,121	2,830	30,469	13,995	112,400	4,115
kompozitni bataljak							3,799	0,081	4,195	1,795

U tablici 6 prikazane su maksimalne vrijednosti tlačnih i vlačnih naprezanja unutar svakog pojedinog materijala. Najveće tlačno naprezanje u caklini/keramičkoj krunici javlja se u intaktnom zubu, a najmanje u modelima s konfekcijskim kolčićima. Vlačno naprezanje najveće je u modelima s individualnim nadogradnjama, a u ostala tri modela je podjednako. U dentinu najveće tlačno naprezanje ponovo je kod intaktnog zuba, zatim slijede modeli sa metalnim nadogradnjama, a najmanja su kod modela s kompozitnim nadogradnjama. U pulpi/gutaperki gotovo da i nema nikakva naprezanja niti u jednom modelu. U periodontalnoj membrani i kosti najveća su tlačna i vlačna naprezanja kod intaktnog zuba, dok su kod ostalih modela te vrijednosti niže i međusobno podjednake. Najveće tlačno naprezanje u nadogradnji nađeno je kod konfekcijskih nadogradnji od metala, tri puta manje vrijednosti su u individualnoj nadogradnji od metala, a najmanje u individualnoj nadogradnji od kompozita. Vlačna naprezanja u nadogradnji su najveća kod individualne nadogradnje od čelika, zatim u konfekcijskoj nadogradnji od kompozita, dok su u ostala dva modela s neznatnim vrijednostima. U kompozitnom bataljku veća su i tlačna i vlačna naprezanja kod modela s konfekcijskom nadogradnjom od metala.

Tablica 7. Vrijednosti najvećih naprezanja u određenom materijalu zuba kod jednotočkastog opterećenja zuba (malokluzija) [MPa].

	model 1		model 2		model 3		model 4		model 5	
	tlak	vlak	tlak	vlak	tlak	vlak	tlak	vlak	tlak	vlak
caklina/ krunica	445,232	246,797	30,416	20,752	50,428	24,501	46,354	26,031	40,163	10,736
dentin	250,412	70,688	28,309	27,996	37,347	37,632	37,632	53,466	37,004	63,952
pulpa/ gutaperka	0,780	0,027	0,003	0,002	0,005	0,003	0,003	0,001	0,004	0,002
ligament	25,998	7,683	9,464	3,387	10,188	10,092	10,092	3,324	9,868	3,466
kost	98,729	11,548	19,688	4,669	21,106	21,139	21,139	6,120	20,656	6,243
nadogradnja			77,112	60,688	4,517	47,276	47,276	15,847	167,304	28,923
kompozitni bataljak							5,753	1,771	6,308	7,108

U caklini/krunici, dentinu i kosti najveća su i tlačna i vlačna naprezanja kod modela intaktnog zuba, osim u kosti kod modela s individualnom nadogradnjom od kompozita gdje je vlačno naprezanje duplo veće od onog u intaktnom zubu. Pulpa/gutaperka nisu pod opterećenjem niti u jednom modelu. Najveće tlačno naprezanje u nadogradnji javlja se kod modela s metalnom konfekcijskom nadogradnjom, zatim u metalnoj individualnoj nadogradnji, slijedi konfekcijska kompozitna nadogradnja, a individualna nadogradnja od kompozita ima neznatno tlačno naprezanje. Vlačno naprezanje je najveće u individualnoj nadogradnji od metala, a najmanje u konfekcijskoj nadogradnji od kompozita. Kompozitni bataljak kod modela s konfekcijskom nadogradnjom od metala ima veće i tlačno i vlačno naprezanje u odnosu na model sa konfekcijskom nadogradnjom od kompozita.

5. RASPRAVA

Cilj ovog rada je bolje razumijevanje raspodjele naprezanja unutar intaktnog zuba i zuba opskrbljenog različitim vrstama nadogradnji. Do sada su takva ispitivanja rađena većinom na jednokorijenskim zubima, dok o utjecaju nadogradnji na dvokorijenske zube prema dostupnoj literaturi nema podataka. Trodimenzionalni model dvokorijenskog zuba tehnički je zahtjevniji zbog složenije morfologije i većeg broja elemenata od kojeg se sastoji, a njime se mogu ispitivati materijali i različite preparacije koje su u *in vitro* uvjetima teško izvedivi i uglavnom se rade na jednokorijenskim zubima.

Glavna svrha nadogradnje je omogućiti dovoljnu retenciju koronarnoj restauraciji i osigurati ravnomjeran raspored žvačnih sila na endodontski liječenom zubu. Model koji se uzima kao idealan je naprezanje intaktnog zuba. Kod svake intervencije na zubu potrebno je omogućiti što manje remećenje prirodnog rasporeda naprezanja, što je zbog mehaničkih osobina umjetnih materijala, koji se bitno razlikuju od prirodnih, često teško postići. Brojna istraživanja imaju za cilj pronalaženje odgovarajućeg oblika i materijala kojim bi se nadomjestilo izgubljeno zubno tkivo (31, 54, 58, 63, 77, 82, 98, 99).

U ovom istraživanju proučava se intaktni zub i dva različita oblika endodontskih nadogradnji, dva različita materijala i dvije vrste okluzalnog opterećenja. Prema tim parametrima dobiveno je pet modela i deset analiza. Kako se u svih deset analiza radi o istovjetnom početnom modelu tj. prvom gornjem pretkutnjaku, ispitivanje je potpuno standardizirano. Metoda konačnih elemenata omogućava takvu vrstu ispitivanja jer u istom modelu daje mogućnost mijenjanja parametara. Ovom metodom svako tijelo sastavljeno od više materijala i vrlo složene, nepravilne morfologije moguće je

izmodelirati i rastaviti na niz manjih komponenti (elemenata) koji se međusobno spajaju u čvorovima. Razlog odabira tetraedarskih elemenata je zbog toga jer se radi o modeliranju izuzetno složenih geometrija, s vrlo različitim redovima veličina pojedinih morfoloških cjelina (ligament u odnosu na zub, cervilani rub cakline) što bi bilo znatno složenije modelirati ako bi se koristili drugi tipovi elemenata (npr. heksaedarski). Razlika u redu veličina pojedinih cjelina je dovela do uporabe elemenata relativno malih dimenzija, kako bi se pojedini dijelovi mogli spojiti, što je rezultiralo vrlo velikim brojem elemenata. Veliki broj elemenata bilo je nužno koristiti i kako bi se postigla zadovoljavajuća konvergencija rješenja (približavanje dobijenih vrijednosti egzaktima). Kako za ovako složene modele ne postoji mogućnost određivanja egzaktnog rješenja, stvar je inženjerske procjene kolika je minimalna vrijednost veličine elemenata da bi se dobila odgovarajuća rješenja uz razuman računalni napor. Ovako definiran model bi pri izračunavanju davao greške (dijeljenje s nulom) budući da nije nigdje učvršćen, odnosno nisu spriječeni pomaci krutog tijela. Stoga je potrebno definirati rubne uvjete, koji predstavljaju učvršćenje modela poštujući fizikalnu sliku problema. U ovom slučaju model je ukliješten (spriječena su sva tri pomaka) na rubovima kosti, čime je simulirano stanje u kojem nas zanima samo zub, a ne ono što se događa dovoljno daleko od točaka djelovanja opterećenja (na zubu), prema St.Venantovom principu (101). Za svaki se element od kojeg je tijelo sastavljeno može izračunati njegova vrijednost naprezanja. Što je veći broj elemenata, točnija je procjena rasporeda naprezanja unutar pojedinih dijelova. Modeli u ovom istraživanju izrazito su kompleksni, ne samo zbog trodimenzionalne strukture, već i zbog velikog broja elemenata od kojih su sastavljeni. Ovako definirani modeli jasno pokazuju vrlo komplicirane morfologije za koje se polje naprezanja može odrediti jedino numeričkim

metodama, od kojih je danas najzastupljenija metoda konačnih elemenata. Ovim načinom se omogućava analiza ne samo naprezanja, već i različita interakcija čvrstih tijela, fluida, zatim omogućuje analizu toplinskih tokova i zračenja a ima i mnogobrojne ostale primjene. Kod ove metode, razmatrani model se dijeli na mrežu manjih elemenata (konačni elementi) koji su definirani prema pravilima ovisno o geometriji modela: nuldimenzionalni modeli – koncentrirane mase; jednodimenzionalni elementi – štapovi, grede; dvodimenzionalni modeli – ploče i ljuske ili trodimenzionalni modeli – volumenski elementi. Elementi mogu opisivati linearno ili nelinearno ponašanje, materijalno (linearna veza pomaka i naprezanja) i geometrijski (veliki pomaci konstrukcije) o čemu ovisi i složenost te duljina trajanja izračunavanja. Problemi linearne elastičnosti svode se na izravno rješavanje određenog broja jednažbi dok se nelinearni problemi rješavaju inkrementalno-interativno i znatno su složeniji. Konačnim elementima mogu se rješavati statički problemi (kad se vrijeme ne uzima u obzir) ili dinamički (kad se mora vršiti i vremenska integracija) što također poboljšava izračune. Metodom konačnih elemenata može se modelirati velik broj materijalnih modela od kojih su najčešći izotropni (ista mehanička svojstva u svim smjerovima) ili ortotropni (ista mehanička svojstva u tri međusobno okomita smjera). Kod ovog modela korišten je linearno statički proračun s izotropnim ili ortotropnim mehaničkim svojstvima, ovisno o dijelu zuba koji se modelira, uz primjenu 3D elemenata (100, 101).

U dosadašnjim istraživanjima ovom metodom korišteni su modeli s relativno malim brojem elemenata, tako da su razlike u dobivenim rezultatima između tih i ovog istraživanja očekivane (3, 7, 17, 31, 32, 34, 38, 54, 64, 80, 81, 97, 98, 102-117). Jedino su Chang (110) i Kaewsuriyathumrong (109) analizirali intaktne višekorijenske cijele zube. U ovom radu model intaktnog zuba imao je znatno više elemenata (1. 684, 512).

Najveći 2D model je Reesov (97) i sadrži 24, 765 elemenata, a najveći 3D model nakon našeg je Fisherov (111) i sastoji se od 17 000 elemenata.

Maksimalna snaga zagriža zdravih ljudi u stražnjoj regiji je oko 580 N. U muškaraca su nešto veće vrijednosti nego u žena. Vrijednosti žvačne snage su otprilike 37-40% od maksimalne snage (106). Stoga je uzeta vrijednost od 200 N i statičko opterećenje. Ranije opisana dva tipa okluzijskih kontakata izabrana su da bi se dobile analize kod okluzije koja se smatra normalnom i one koja predstavlja nepovoljnu situaciju tj. malokluziju. Trotočkasto opterećenje (normokluzija) predstavlja tip okluzije koji je uglavnom tlačni, a raspored naprezanja u tom je slučaju najpovoljniji. Kod jednočkastog opterećenja (malokluzija) uz tlačna javljaju se i vlačna naprezanja, na koja je zub znatno manje otporan te može doći do pucanja materijala.

U slučaju normokluzije u svim modelima dominantno je tlačno naprezanje. Kod intaktnog zuba najjače su zahvaćena mjesta kontakata s antagonistima i vrat zuba vestibularno i palatinalno. Veće su vrijednosti u caklini nego u dentinu u kruni zuba, a naprezanje u korijenu se smanjuje prema apeksu. Vlačno naprezanje javlja se samo u caklini u središnjoj trećini okluzalne plohe. Tlačno naprezanje kod modela s nadogradnjom razlikuje se od intaktnog zuba. Lijevana metalna nadogradnja preuzima glavnu naprezanja, a u dentinu se nešto veće vrijednosti javljaju na apeksnoj trećini korijena. Kompozitna konfekcijska nadogradnja preuzima na sebe tlačno naprezanje nešto manje od metalne, a dentin je opterećen podjednako u cijeloj dužini. Kod kompozitne konfekcijske nadogradnje krunica i dentin korijena su pod sličnim opterećenjem kao i intaktni zub, ali su vrijednosti na vratu zuba znatno niže, dok su u apeksnoj trećini korijena nešto više nego kod intaktnog zuba. Kod metalne konfekcijske

nadogradnje opterećenje na vratu zuba je slično kompozitnoj nadogradnji, ali je znatno smanjeno u dentinu srednje trećine korijena, dok je u samoj nadogradnji vrijednost viša. Kompozitna individualna nadogradnja pokazuje mala naprezanja, a krunica i dentin oko nadogradnje su ravnomjerno opterećeni. Za razliku od intaktnog zuba, svi ostali modeli pokazuju veća naprezanja na apeksu korjenova i manja na vratu zuba. Pegoretti (31) je utvrdio najveće naprezanje u nadogradnji u srednjoj trećini, a najmanje vrijednosti su kod kompozitne nadogradnje. Kod individualne metalne nadogradnje nije bilo značajnijih naprezanja na vratu zuba, dok kod karbonskih i staklom ojačanih nadogradnji postoji naprezanje na cervikalnom rubu krunice. Tome je, vjerojatno, uzrok niži modul elastičnosti kompozitnog bataljka. Kod kose sile Pegoretti (31) je našao najveće naprezanje na površini nadogradnje u koronarnoj i srednjoj trećini korijena sa labijalne strane. Maksimalne vrijednosti dostižu 80 MPa za metalnu individualnu nadogradnju, a 45 MPa za kompozitnu, što je istovjetno našim vrijednostima. Kod njegovog modela, s kompozitnom nadogradnjom, javlja se naprezanje i u dentinu na vanjskoj strani labijalne plohe (60 MPa), što je slučaj i kod intaktnog zuba. Ispitivao je tri vrste nadogradnji koje su se ponašale različito pod istim opterećenjem, a najveće vrijednosti su kod metalnih lijevanih na granici s dentinom. Otkrio je da su staklom ojačane kompozitne nadogradnje po rasporedu naprezanja najsličnije intaktnom zubu.

Rezultati upućuju na zaključak da se kod malokluzije potpuno mijenja slika naprezanja. Osim tlačnih, javlja se porast vlačnih naprezanja na bukalnoj strani zuba. Vjerojatno je to posljedica savijanja zuba kod sila čija rezultanta nije u uzdužnoj osovini zuba. Na okluzalnoj plohi zona vlačnog naprezanja javlja se u svim modelima, a vrijednosti su vlačnih naprezanja tri do četiri puta veće nego kod normokluzije. Najveće vrijednosti izmjerene su kod individualnih nadogradnji (s 15-17 MPa na 43-48 MPa)

izrađenih od metala i kompozita. Kod metalnih individualnih nadogradnji, zona vlačnog naprezanja seže dublje i osim keramike zahvaća i gornju trećinu bataljka. Vlačno naprezanje na bukalnoj strani kod intaktnog zuba zahvaća samo sloj cakline, a širi se u dentin na vratu zuba i zabilježen je veći porast vrijednosti naprezanja (46-74 MP) nego kod ostalih modela (2-8 MPa). Još jedna zona vlačnog naprezanja se javlja samo kod metalnih nadogradnji, i to na bukalnoj površini nadogradnje. Ta zona je puno šira kod individualne nadogradnje i osim u koronarnom dijelu javlja se i u srednjoj trećini nadogradnje. Najkritičnija zona je kod individualne metalne nadogradnje gdje može doći do pucanja dentina, u cervikalnoj i srednjoj trećini bukalnog korijena. Razlog može biti taj što se veći dio zuba sastoji od vrlo tvrdog materijala nadogradnje okruženog tankim slojem mekšeg dentina koji je zbog toga i manje otporan na pucanje. Slijedeća zona vlačnog naprezanja je na račvištu korjenova i javlja se kod svih modela s nadogradnjom. Najšira je kod individualne metalne nadogradnje i zahvaća metal i dentin u palatinalnom korijenu, dok je kod ostalih modela ta zona znatno manja, s nižim vrijednostima i zahvaća samo dentin. To je također predilekcijsko mjesto za uzdužne frakture palatinalnog korijena. U toj je zoni kod intaktnog zuba pulpno tkivo koje na sebe ne preuzima opterećenje, a zbog mehaničkih osobina niti ne izaziva vlačno naprezanje u dentinu na račvištu korijenova.

Pulpa, ligament i kost su minimalno opterećeni, osim kosti i ligamenta ispod samog račvišta korjenova, posebno kod intaktnog zuba gdje su vrijednosti i do pet puta veće nego kod ostalih modela. Pri tome tip okluzije ne utječe bitno na veličinu naprezanja. Rezultati su sukladni rezultatima Atmarama (118) i Kaewsuriyathumronga (109) koji su dobili niske vrijednosti naprezanja za ligament i kost. Sve izmjerene vrijednosti u ovom istraživanju su veće kod zuba u malokluziji iako je sila jednaka (200

N). Ausiello (83, 103) je modelirao prvi gornji pretkutnjak, ali je analizirao samo krunu inaktnog zuba i zuba s ispunom koji zahvaća mezijalnu, okluzalnu i distalnu plohu zuba (MOD preparacija). Prikazao je analizu modela na površini, ali za razliku od modela rabljenog u ovom istraživanju, nije mjerio naprezanja unutar zuba. Vrijednosti su dane za Von Mises-a, koje su uvijek pozitivne i ne može se odrediti tip naprezanja. Zub je otporniji na tlačna (negativni predznak) nego na vlačna naprezanja (pozitivni predznak), te njihovo nepoznavanje dovodi do određenih pogreški u analizi. Ausiello (83, 103) je opterećivao model samo na unutrašnjim kosinama kvržica, što ne daje realnu sliku okluzijskih kontakata. Najveća naprezanja na vratu zuba u njegovom modelu javljaju se u dentinu ispod ruba cakline. To može biti posljedica modeliranja spoja cakline i dentina na vratu zuba. U ovom modelu to se mjesto pokazalo kao najkritičnija zona u modeliranju. Sloj cakline na tom dijelu trebao bi biti vrlo tanak, a to je moguće dobiti jedino vrlo malenim elementima. Ausiellov model (83, 103) sastojao se od 11 165 elementa, što je premali broj za tako delikatne strukture. U izradi ovog modela 500 000 elemenata nije bilo dovoljno za dobivanje preciznih tankih zona i rubova, tako da je povećan na 1 684 512 elementa. Kod modela s manjim brojem elemenata većih dimenzija nema postupnog prijelaza naprezanja iz elementa u element tako da je raspodjela naprezanja skokovita, što ne odgovara stvarnom ponašanju materijala u prirodi kada je ta raspodjela kontinuirana. Podaci Ausiella (83, 103) sukladni su rezultatima ovog rada. Naprezanja su najveća na mjestu djelovanja sila i na vratu zuba, te na palatinalnoj i bukalnoj plohi krune, ali njihove stvarne veličine nisu objavljene. Lee (115) je ispitivao intaktni jednokorijenski gornji pretkutnjak kojeg je opterećivao silom od 170 N iz različitih smjerova i na različitim pozicijama. Dobio je da su vlačna naprezanja na vratu zuba veća kod lateralnih nego kod vertikalnih sila. Jedan od

njegovih slučaja odgovara našoj malokluziji, ali su naše vrijednosti vlačnih naprezanja na bukalnoj plohi veće iako se radilo o istoj sili od 200 N. Prema istom autoru bitna je morfologija i veličina korijena; što je veći korijen, bolja je raspodjela naprezanja unutar zubne strukture. Sila čija rezultanta nije paralelna s uzdužnom osovinom zuba izaziva savijanje zuba na prelasku krune u korijen. Brojni autori (97, 108, 114, 115) su dokazali da zbog savijanja zuba dolazi na jednom dijelu do vlačnog naprezanja uslijed rastezanja, te se caklina odvaja od dentina i raspadaju se kristali hidroksiapatita. Tanaka (114) je opterećivao donji pretkutnjak vertikalnom i kosom silom. Pokazao je da kod vertikalne sile postoji uglavnom tlačno naprezanje i to najveće na okluzalnoj plohi i vratu zuba, dok se kod kose sile javlja vlačno naprezanje na suprotnoj strani od mjesta djelovanja sile. Isti autor nalazi i vlačno naprezanje u fisuri, ali ga smatra artefaktom. Ovo istraživanje je u skladu s rezultatima Tanake (114), a prisutno je i vlačno naprezanje u fisuri u svih deset analiza, bez obzira o kojoj se vrsti okluzije radi. To je zapravo predilekcijsko mjesto za nastanak karijesa, dok se na vratu zuba ta naprezanja javljaju samo kod sila čija rezultanta nije u uzdužnoj osovini zuba. I Nakamura (106) je dobio vlačna naprezanja u središtu okluzalne plohe i to oko 17 MPa. On je opterećivao zub sa 600 N. Kada se ta sila smanji na 200 N dobije se 6 MPa, što je slično vrijednostima u ovom radu. Nakamura (106) je u ispitivanju kod horizontalnih sila, kao i u našem slučaju malokluzije, uočio znatno povećanje vlačnog naprezanja u bukocervikalnom dijelu krune. Zanimljiva su zapažanja Goel-a (108) da morfologija caklinsko-dentinskog spojišta ispod cakline funkcionalne kvržice ima ključnu ulogu u razvitku vlačnih naprezanja na vratu zuba. Kada postoji konkavitet tog dijela, kao što je u većini prvih gornjih premolara, ti zubi kod lateralnih nesimetričnih sila imaju tendenciju razvijanja većih vlačnih naprezanja na suprotnom kraju vrata zuba. To može biti objašnjenje zašto

se kod nekih zuba sa sličnim kosim silama razvijaju nekarijesne cervikalne lezije, dok kod drugih tih promjena nema. U Yamanovom (102) i Reesovom (97) istraživanju vrijednosti vlačnih naprezanja na bukalnoj strani vrata zuba slične su rezultatima ovog rada i kreću se od 60-90 MPa. Aykul (98) i Kaewsurifathumrong (109) dobili su znatno veće vrijednosti tlačnih u odnosu na vlačna naprezanja, kao što je slučaj i kod ovog rada. Razlika je u tome što se te vrijednosti kod Aykula povećavaju idući od okluzalno prema apeksu zuba, dok se drugo istraživanje podudara s rezultatima ovog rada gdje je uočeno najveće naprezanje okluzalno i na vratu zuba. Mehanički je točnije da se najveća naprezanja javljaju na vratu zuba jer na tom mjestu završava kruna zuba s vrlo tvrdom caklinom, a zub se nastavlja u korijen sastavljen samo od dentina koji je puno mekši (efekt krutog prstena na gumenom štapu). Kaewsurifathumrongov (109) model je dvokorijenski donji kutnjak, a na vratu zuba vrijednosti su mu najveće na mezijalnoj i distalnoj strani, dok je model u ovom radu pokazao veća naprezanja na bukalnoj i palatinalnoj strani. Takve razlike nastaju vjerojatno zbog razlike u morfologiji i rasporedu korjenova između ta dva modela. Spomenuta istraživanja pokazuju veća naprezanja u caklini u odnosu na dentin, dok su vrijednosti u pulpi blizu nule, što je i očekivano. Različita biomehanička svojstva materijala od kojeg je zub sastavljen imaju ulogu u rasporedu i veličini naprezanja. Raspored naprezanja na okluzalnoj plohi u dentinu i caklini sličan je Goel-ovom (119) i javlja se u svim modelima bez obzira na vrstu opterećenja. Dejak (113) je opterećivao donji kutnjak s 200 N, te dobio da su tlačna naprezanja najveća na mjestu djelovanja sile i na lingvalnoj strani vrata zuba, a vlačna naprezanja u fisuri i na bukalnoj strani zuba, što odgovara našim rezultatima koje smo dobili u modelima koji su imali jednu ekscentričnu silu. Yaman (80) je na 3D modelu gornjeg sjekutića proučavao individualnu i konfekcijsku metalnu nadogradnju,

pod silom od 200 N. Rezultati su pokazali da glavnu ulogu ima materijal bataljka; što je tvrdi, manje je naprezanje u krunici. Kod iste vrste bataljka, a različite nadogradnje, raspored i vrijednosti naprezanja su slična. Ho (7) je proučavao nadogradnje od zlata, čelika i model bez nadogradnje. Najveće vlačno naprezanje je našao na lingvalnoj plohi, a tlačno na labijalnoj plohi, a u prisustvu nadogradnje smanjile su se vrijednosti naprezanja u dentinu. Napominje da su te razlike puno veće u 2D nego u 3D modelu. U ovom istraživanju, kod traumatskih sila, vlačna naprezanja se javljaju unutar bukalnog korijena s bukalne strane i na račvištu korjenova, čega nema u intaktnom zubu. Yang (32) je pokazao da smjer sile bitno utječe na raspored naprezanja kod intaktnog i kod zuba s nadogradnjom. Primjetio je da je kod vertikalne sile najveće naprezanje u krunici i nadogradnji, dok je kod lateralnih sila najveće naprezanje u sredini korijena i oko apeksa nadogradnje. Našao je naprezanja u kosti kod vertikalne sile na apeksu korijena, a kod kose sile uzduž cijelog korijena. U modelu s nadogradnjom najveća naprezanja je našao u samoj nadogradnji, a intaktni zub je imao najveće naprezanje u kruni. Njegovo istraživanje upućuje na zaključak da normalna okluzija izaziva naprezanja na granici nadogradnje i dentina i može rezultirati dezintegracijom cementa te odvajanjem nadogradnje od dentina. Holmes (54) je našao najveće tlačno naprezanje na lingvalnoj strani korijena blizu ruba kosti (gornja trećina korijena), a vlačno naprezanje u istoj razini na labijalnoj strani. To je u skladu sa fotoelastičnim istraživanjima Hunter-a (4) i Assifa (37). Ko (3) i Reinhardt (30) u svojim modelima s nadogradnjom prikazuju naprezanja u koronarnom i srednjem dijelu korijena, te na apeksu nadogradnje. Devy (27) je utvrdio malu razliku u naprezanju kod različitih dimenzija nadogradnji. Assif i Gorfil (120) predlažu da se nadogradnje rabe jedino za retenciju bataljka s ostatkom zuba kada nema druge mogućnosti. I kod Ko-a (3) kose sile izazivaju tlačna naprezanja

u gornje dvije trećine korijena na labijalnoj strani, a vlačna na lingvalnoj. Naprezanja su u dentinu čak 30% manja, a veća su u samoj nadogradnji. Kod aksisimetričnog modela manje je smanjenje naprezanja u dentinu i iznose oko 6%. Kod modela bez nadogradnje vertikalna sila izaziva tlačno naprezanje na mjestu djelovanja sile i u dentinu na vratu zuba. Model s nadogradnjom ima najveće naprezanje oko apeksa nadogradnje, a naprezanje je smanjeno u ostalim dijelovima dentina. To smanjenje naprezanja je manje kod zlatne, a veće kod čelične nadogradnje. Ko (3) je zaključio da 2D modeli nisu pogodni za proučavanje zuba bez pulpe i da nadogradnja bitno smanjuje dentinsko naprezanje kod vertikalne sile jer preuzima na sebe veći dio tlačnog naprezanja. Slične rezultate je dobio i Leary (55) u *in vitro* mehaničkom ispitivanju gdje nije dobio manju otpornost zuba na lomove bez nadogradnje u odnosu na zube s nadogradnjom. Cailleteau (34) je imao četiri modela: intaktni zub, zub punjen gutaperkom i ispunom, zub s gutaperkom i krunicom, te zub s nadogradnjom. Njegovi rezultati pokazuju da nadogradnja prenosi naprezanje uzduž kanala korijena, a koncentracija naprezanja je na apeksu nadogradnje. Naprezanje nije ravnomjerno raspoređeno na cijeli korijen, a javljaju se i veća vlačna naprezanja nego u drugim modelima. Eskitascioglu (64) je modelirao dvije vrste nadogradnji: lijevanu metalnu i kompozitnu, i opteretio ih kosom silom od 200 N. Vrijednosti naprezanja za lijevanu nadogradnju su 140 MPa u nadogradnji, a u dentinu 70 MPa. Kod kompozitne nadogradnje najveće su vrijednosti naprezanja u cervikalnom dentinu (120 MPa) i u labijalnoj kosti (150 MPa), a minimalne unutar nadogradnje (0-30 MPa). Ovi rezultati ukazuju na važnost izbora materijala za pojedini slučaj. Mekši materijal je pogodniji kod zuba s apikalnom resekcijom, a kod parodontnih problema bolja je uporaba tvrdih materijala. Pierrisnard (17) je uspoređivao čelične i karbonske nadogradnje. Nije modelirao cement jer je

modul elastičnosti sličan dentinu. Najveće vlačno naprezanje je našao u cervikalnoj regiji, i to veće kod karbonskih nadogradnji koje su imale manje naprezanje u svojoj unutrašnjosti od čeličnih. Bez nadogradnje gotovo da nema naprezanja intrakanalno. Tlačna naprezanja su za oko 30 % veća od vlačnih. Očuvanost dentina na vratu zuba je jedan od najvažnijih čimbenika u smanjenju naprezanja u tom dijelu zuba. Kad nije bilo dovoljno dentina, veća su naprezanja bila u modelu s kompozitnim bataljkom i čeličnom nadogradnjom nego kod lijevane. Lewgoy (82) je dobio znatno veća naprezanja za čelik nego za titan, zbog većeg modula elastičnosti čelika. Maksimalno tlačno naprezanje je na bukalnoj strani, a vlačno na lingvalnoj strani zuba. Albuquerque (34) je ispitivao čelik, titan, karbonske nadogradnje i intaktni zub. Njegovi rezultati pokazuju najveće naprezanje u svim modelima cervikalno u dentinu, vlačno naprezanje na palatinalnoj strani, a tlačno na labijalnoj strani. Drugo mjesto vlačnog naprezanja je na palatinalnoj strani koronarne trećine korijena u nadogradnji, a najveće su vrijednosti kod metalne nadogradnje. Kod intaktnog zuba te vrijednosti su bile vrlo niske. Na spoju nadogradnje i dentina u koronarnoj trećini korijena javljala su se vlačna naprezanja, dok se to isto mjesto u inataktnom zubu nalazilo pod tlačnim naprezanjem. Zaključio je da oblik nadogradnje ima vrlo mali utjecaj na raspored i veličinu naprezanja, a pri tome cilindrične nadogradnje pokazuju najpovoljnije vrijednosti. Assif (37) i Isidor (29) zaključili su da je metal previše tvrd i jako se razlikuje mehanički od dentina pa izaziva nepoželjna naprezanja. Preporučili su upotrebu materijala koji je sličniji dentinu. Yaman (38) je rabio 3D model gornjeg sjekutića s keramičkom krunicom, čeličnom, cirkonijskom i karbonskom nadogradnjom, a silu od 200 N. Utvrdio je da što je veći kut sile, veće je i naprezanje. Uz smjer sile važan je i materijal od kojeg je bataljak

izrađen. Što je taj materijal tvrdi, manje je naprezanje u cervikalnom dijelu zuba. Debljina nadogradnje nije imala bitnijeg utjecaja na raspored i veličinu naprezanja.

Smjer i mjesto djelovanja sile čimbenici su koji mogu utjecati na različiti raspored i jačinu naprezanja unutar zubnih struktura. Okluzalni disbalans može uzrokovati naprezanja koja zub ne može izdržati. Kritične zone razlikuju se i ovisno o kojem se modelu radi. Kod intaktnog zuba to je fisura i vrat zuba, dok je kod zuba s nadogradnjom to fisura, te koronarna i srednja trećina korijena. U korijenu najčeće popušta dentin kada je zub opskrbljen kovinskom nadogradnjom, jer je dentin puno slabijih mehaničkih svojstava od kovine. Kompozit je sličniji dentinu, pa često može doći do pucanja nadogradnje ili se jednostavno nadogradnja može odvojiti od korijenskog dentina. Kod naprezanja u fisuri, kod intaktnog zuba javlja se karijes ili fraktura kvržice, a u slučaju krunica, na tom mjestu može doći do pucanja sloja keramike. Isto takvo pucanje keramičke fasete može se javiti i u slučaju vlačnog naprezanja bukalne plohe, a kod intaktnog zuba na tom mjestu može doći do pojave nekarijesnih cervikalnih lezija.

Iz prikazanih deset analiza može se zaključiti da smjer sile i materijal mogu uzrokovati različit raspored naprezanja unutar zuba. Kod dvije različite vrste preparacija, jedna za klasičnu lijevanu nadogradnju, druga za konfekcijske kolčiće, raspored naprezanja u kruni i korijenu sličan je ukoliko je upotrijebljen isti materijal u svim dijelovima zuba osim na račvištu korjenova. Kod lijevane metalne nadogradnje, zbog šire preparacije, javlja se zona vlačnog naprezanja iznad račvišta korjenova, koja se ne javlja kod preparacije za konfekcijske kolčiće. Radi izbjegavanja vlačnog naprezanja na tom dijelu, potrebno je izbjegavati vrlo tvrd materijal.

6. ZAKLJUČCI

1. Najveći utjecaj na vrstu i veličinu naprezanja ima način opterećenja zuba. Kod malokluzije javljaju se uz tlačna i vlačna naprezanja, čije su vrijednosti više nego kod normokluzije.
2. Intaktni zub pokazuje najviše vrijednosti naprezanja na okluzalnoj plohi i vratu zuba, a zubi s nadogradnjom na okluzalnoj plohi i unutar nadogradnje.
3. Pulpa, ligament i kost imaju minimalna naprezanja, osim ispod račvišta korjenova, gdje su najveće vrijednosti nađene kod intaktnog zuba.
4. Vlačna naprezanja u fisuri okluzalne plohe javljaju se kod svih analiza, a na bukalnoj plohi krune i nadogradnje samo kod malokluzije. Na račvištu korjenova javlja se samo kod modela s nadogradnjom i to kod malokluzije u svim tipovima nadogradnje, a kod normokluzije samo kod metalnih nadogradnji.
5. Kod metalnih nadogradnji javljaju se najviše vrijednosti tlačnih i vlačnih naprezanja. Konfekcijska metalna nadogradnja ima više vrijednosti naprezanja od individualne metalne nadogradnje.
6. Najmanje je naprezanje na vratu zuba kod metalne individualne nadogradnje, zatim metalne konfekcijske, pa kompozitne konfekcijske, a najveće je kod kompozitne individualne nadogradnje.

7. LITERATURA

1. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2002;87:380-6.
2. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont* 2001;14:355-63.
3. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68:421-7.
4. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62:166-72.
5. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent* 1989;61:676-8.
6. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent* 1984;52:231-4.
7. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994;72:367-72.
8. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisor. *J Prosthet Dent* 2003;89:368-73.
9. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003;89:360-7.

10. Hu YH, Pang IC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post and core systems. *Quintessence Int* 2003;34:349-53.
11. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisor with moderate defects restored with different post and core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2001;14:58-64.
12. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after resoration with different post and core systems: an in vitro study. *J Dent* 2001;29:427-33.
13. Tylman SD. *Theory and practice of crown and bridge prosthesis*. ed 2. St. Louis, CV Mosby Co, pp 1-13, 1947.
14. Ingle JI, Teel S, Wands DH. Restoration of endodontically treated teeth and preparation for overdentures. In Ingle JI, Bakland LK (eds): *Endodontics*, ed 4. Malvern, Pa, Williams and Wilkins, pp 876-920, 1994.
15. Frederic DR. An application of the dowel and composite resin technique. *J Prosthet Dent* 1974;32:420.
16. Loney RW, Kotowicz WE, McDowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent* 1990;63:506-12.
17. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002;88:442-8.

18. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 1999;81:380-5.
19. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
20. Peterson KB. Longitudinal root fracture due to corrosion of an endodontic post. *J Can Dent Assoc* 1971;2:66-8.
21. (87-80) Rud J, Omnell R. Root fracture due to corrosion diagnostic aspects. *Scand J Dent Res* 1970;7:161-7.
22. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:256-63.
23. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003;90:556-62.
24. Smith CT, Schuman N. Prefabricated post and core systems: an overview. *Compendium* 1998;19:1013-20.
25. Rosenstiel SR, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics, ed 2. St. Louis, CV Mosby Co, pp 238-62, 1995.
26. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986;55:540-6.
27. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns of root filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60:1301-10.
28. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;33:952-60.

29. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999;12:78-82.
30. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983;62:1002-8.
31. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomater* 2002;23:2667-82.
32. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel and core restorative materials. *J Prosthet Dent* 2001;86:74-80.
33. Cailleteau JG, Rieger MR, Ed Akin J. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 1992;540-4.
34. De Castro Albuquerque R, De Abreu Polleto LT, Fontana RHBTS, Cimini Jr. CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003;30:936-43.
35. (90-1) Christensen GJ, Christensen RP. Product use survey. *Clinical Research Associates Newsletter* 1995;19:3.
36. Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary?. *J Am Dent Assoc* 1996;127:1522-6.
37. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989;61:535-
38. Yaman SD, Karacaer Ö, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Biomater Appl* 2004;18:163-77.

39. Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 2003;195:43-8.
40. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent* 1989;61:676-8.
41. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997;78:5-9.
42. Stockton LW, Williams PT. Retention and shear bond strength of two post systems. *Oper Dent* 1999;24:210-6.
43. Bergman B, Lundquist P, Sjorgen U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent* 1989;61:10-5.
44. Sivers JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1992;36:631-48.
45. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent* 1992;68:584-90.
46. Cohen BI, Pagnillo BS, Condos S, et al. Four different core materials measured for fracture strength in combination with five designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1996;76:487-95.
47. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997;78:10-4.
48. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978;39:401-5.
49. Chapman KW, Worley JL, von Fraunhofer JA. Retention of prefabricated posts by cements and resin. *J Prosthet Dent* 1985;54:649-51.

50. Radke RA, Barkhordar RA, Podesta RE. Retention of cast endodontic post: comparison of cementing agents. *J Prosthet Dent* 1988;59:318-20.
51. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD, et al. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, ed 3. Chicago, Quintessence, pp 194-208, 1997.
52. Anusavice KI. *Science of dental materials*, ed 10, Philadelphia, WB Saunders Co, pp 555-580, 1996.
53. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retention and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980;44:398-404.
54. Homles DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75:140-7.
55. Leary JM, Aquilono SA, Svare CW. An evaluation of post length within the elastic limits of dentin. *J Prosthet Dent* 1987;57:277-81.
56. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 1973;30:162-5.
57. Halle E, Nicholls J, Hassel V. An in vitro comparison of hollow post and core and a custom hollow post and core. *J Endod* 1984;10:96-100.
58. Duncan JP, Pameijer CH. Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1998;80:423-8.
59. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. *Dent Mater* 2003;19:226-31.
60. Sorens JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;63:529-36.

61. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1993;70:11-6.
62. Burns DA, Krase WR, Douglas HB, et al. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1990;64:412-8.
63. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80:527-32.
64. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002;28:629-33.
65. Ottl P, Hahn L, Lauer HCH, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 2002;29:175-83.
66. Stockton LW, Williams PT. Retention and shear bond strength of two post systems. *Oper Dent* 1999;24:210-4.
67. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000;13:15B-18B.
68. Ferrari M, et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000;13:9B-13B.
69. King PA, Setchell DJ. An *in vitro* evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17:599-609.
70. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131-6.

71. Mannoci F, Ferrari M, Watson TF. . Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999;1:153-8.
72. Ellakwa AE, Schortall A, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002;88:485-90.
73. Al-harbi F, Nathanson D. In vitro assessment of retention of four esthetic dowels to resin core foundation and teeth. *J Prosthet Dent* 2003;90:547-55.
74. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post and core restorations. *Int J Prosthodont* 2002;15:154-8.
75. Gateau P, Sabek M, Dailey B. In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post and core applications. *J Prosthet Dent* 2001;86:149-55.
76. Rolf KC, Parker MW, Pelleu GB. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. *Oper Dent* 1992;17:86-92.
77. Yaman P, Thorsteinsson TS. Effect of core materials on stress distribution of posts. *J Prosthet Dent* 1992;68:416-20.
78. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1990;64:412-8.
79. Mattison GD, von Fraunhofer JA. Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts: a photoelastic stress analysis. *J Prosthet Dent* 1983;49:636-8.
80. Yaman SD, Alacam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod* 1998;24:107-11.

81. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 2001;85:558-67.
82. Lewgoy HR, Youssef MN, Matson MR, Bocangel JAJS, Netto CA, Amore R. Finite elements study of the Flexi Post and Flexi Flange post systems in a maxillary central incisor. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:132-6.
83. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restoration – a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18:295-303.
84. Cohen S, Burns R. *Pathways of the pulp*; 5th ed. St. Louis: CV Mosby, pp 640-2, 1991.
85. Soko D. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent* 1984;52:231-4.
86. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:341-7.
87. Fabra Campos H. Ionomer as a substitute for lost dentin in conservative dentistry. *Rev Eur Odontostomatol* 1990;2:335-44.
88. Caputo A, Standlee J. Pins and posts – why, when, and how. *Dent Clin N Am* 1976;20:299-311.
89. (Senka 53) Nikolić V, Hudec M. *Principi i elementi biomehanike*. Zagreb; Školska knjiga, 1988.
90. Reilly D, Burnstein AH. The mechanical properties of cortical bone. *J Bone It Surg* 1974;56:1001-22.

91. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aero Sci* 1956;23:805-23.
92. Orr TE, Carter DR. Stress analysis of joint arthroplasty in the proximal humerus. *J Orthop Res* 1985;3:360-71.
93. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 1983;16:385-410.
94. Rohlmann A, Mossner U, Bergman B, Kolbel R. Finite element analysis and experimental investigations of stress in the femur. *J Biomed Eng* 1982;4:241-6.
95. Farah JW, Criag RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973;6:511-20.
96. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J Oral Rehabil* 2001;28:576-85.
97. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abrfraction lesion formation in maxillary incisor, canines and premolars: a finite element study. *Eur J Oral Sci* 2003;111:149-54.
98. Aykul H, Toparli M, Dalkiz M. A calculation of stress distribution in metal-porcelan crowns by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2002;29:381-6.
99. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003;16:442-9.
100. Bathe KJ (1982) *Finite element procedures in engineering analysis*. NJ: Prentice Hall, Englewood Cliffs.

101. Alfirević I. Nauka o čvrstoći I. Tehnička knjiga-Zagreb, Birografika, Subotica, 1989.
102. Yaman SD, Sahin M, Aydin C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. *J Oral Rehabil* 2003;30:630-41.
103. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001;34:1269-77.
104. Toparli M, Aykul H, Sasaki S. Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2003;30:99-105.
105. Darendeliler S, Darendeliler H, Kinoglu T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 1992;19:371-83.
106. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont* 2001;14:401-5.
107. Verdonschot N, Fennis WMM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NHJ. Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont* 2001;14:310-5.
108. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth – a finite element investigation. *J Prosthet Dent* 1991;66:451-9.

109. Kaewsuriyathumrong C, Soma K. Stress of tooth and PDL structure created by bite force. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1993;40:217-32.
110. Chang KH, Magdum S, Khera SC, Goel VK. An advanced approach for computer modeling and prototyping of the human tooth. *Ann Biomed Eng* 2003;31:621-31.
111. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003;82:238-42.
112. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003;30:818-22.
113. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stress in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent* 2003;90:591-7.
114. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil* 2003;30:60-67.
115. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar – a finite element investigation. *J Dent* 2002;30:283-90.
116. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod* 2003;29:523-8.
117. Barink M, Van der Mark PCP, Fennis WMM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. *Biomater* 2003;24:1427-35.

118. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981;60:873-7.
119. Goel VK, Khera SC, Singh K. Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads. *J Prosthet Dent* 1990;64:446-54.
120. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in retoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71:565-7.

ŽIVOTOPIS

Datum i mjesto rođenja:

12. 12. 1971., Rijeka.

Zaposlenje:

Katedra za Stomatološku protetiku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Rijeci

Školovanje:

1986.-1990. Centar za kadrove u zdravstvu "Mirko Lenac" Rijeka, smjer zubni tehničar

1990.-1995. Studij stomatologije, Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci.

1997. položen stručni ispit

2001. obranjen magistarski rad pod nazivom «Učestalost i etiologija nekarijesnih cervikalnih lezija zuba». na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci.

Akademski stupanj:

23.3.1996. Doktor stomatologije, Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci

6.7.2001. Magistar znanosti, Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci

Znanstveni stupanj:

1997. Mlađi asistent na Katedri za Stomatološku protetiku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Rijeci

2002. Asistent na Katedri za Stomatološku protetiku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Rijeci

Članstva:

Hrvatska stomatološka komora

Hrvatski liječnički zbor

Hrvatsko društvo za Oralnu kirurgiju

Stručno usavršavanje:

- tijekom 1996. i 1997. god. pripravnički staž u Domu zdravlja Rijeka.
- državni ispit položen 18.6. 1997.
- 30. 6. 2003. započela specijalizaciju iz oralne kirurgije, specijalizant Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Rijeci

Znanstveno usavršavanje:

- poslijediplomski znanstveni studij «Biomedicina» od 1996-98. na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci
- magistarski rad pod nazivom «Učestalost i etiologija nekarijesnih cervikalnih lezija zuba» obranila 6.7.2001. na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci
- prijavila doktorat pod nazivom «Određivanje raspodjele naprezanja uzrokovanih žvačnim silama na dvokorijenskom zubu s nadogradnjom metodom konačnih elemenata» na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci 2003.

Rad na projektu:

- od 2001. aktivno sudjelovanje na istraživačkom projektu Ministarstva znanosti i tehnologije RH "Klinička i eksperimentalna endodontologija" br. 65005 (0065999), glavni istraživač prof.dr.sc. Ivica Anić

Nastavna djelatnost:

- za vrijeme dodiplomskog studija: student demonstrator na Zavodu za histologiju i embriologiju
- izvođenje pretkliničkih i kliničkih vježbi, te seminara na kolegiju Fiksna protetika, te odabranih poglavlja seminara i vježbi na kolegiju Stomatološka propedeutika i dijagnostika, te Stomatološki materijali

Strani jezik:

- engleski i talijanski

Radovi:

- brojni stručni i znanstveni radovi, od čega pet citiranih u Current Contents-u