



UNIVERZITET U NOVOM SADU
MEDICINSKI FAKULTET

DOKTORSKE STUDIJE KLINIČKE MEDICINE

**UTICAJ RESTAURATIVNIH PROCEDURA NA
BIOMEHANIČKE KARAKTERISTIKE
PREMOLARA – ANALIZA REALNOG
TRODIMENZIONALNOG MODELA ZUBA
PRIMENOM METODE KONAČNIH ELEMENATA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentori:

Prof. dr Larisa Blažić

Viši naučni saradnik dr Darko Vasiljević

Kandidat:

Asist. dr Ivana Kantardžić

Novi Sad, 2014. godine

UNIVERZITET U NOVOM SADU
MEDICINSKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada (dipl., mag., dokt.): VR	Doktorska disertacija
Ime i prezime autora: AU	Ivana Kantardžić
Mentor (titula, ime, prezime, zvanje): MN	Prof. dr Larisa Blažić, redovni profesor na Katedri za stomatologiju (Bolesti zuba i endodoncija), Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu; Viši naučni saradnik dr Darko Vasiljević, Institut za fiziku, Univerzitet u Beogradu.
Naslov rada: NR	Uticaj restaurativnih procedura na biomehaničke karakteristike premolara – analiza realnog trodimenzionalnog modela zuba primenom metode konačnih elemenata
Jezik publikacije: JP	srpski
Jezik izvoda: JI	srp. / eng.
Zemlja publikovanja: ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Novi Sad, Vojvodina
Godina: GO	2014.
Izdavač: IZ	autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Medicinski fakultet, Hajduk Veljkova 3, Novi Sad

Fizički opis rada: FO	8 poglavlja, 96 stranica, 30 slika, 10 tabela, 6 grafikona, 143 reference.
Naučna oblast: NO	Stomatologija
Naučna disciplina: ND	Bolesti zuba i endodoncija, Restaurativna stomatologija
Predmetna odrednica, ključne reči: PO	Premolar; Trajna dentalna restauracija; Analiza dentalnog stresa; Preparacija kavite; Analiza konačnih elemenata; Dentalni materijali.
UDK	616.314.5-08:615.46
Čuva se: ČU	Biblioteka Medicinskog fakulteta, Hajduk Veljkova 3, Novi Sad
Važna napomena: VN	/

Izvod: IZ

Gubitak tvrdih zubnih struktura usled karijesne lezije, traume ili ekstenzivne preparacije dovodi do smanjenja otpornosti preostalih zubnih struktura na dejstvo sila prilikom žvakanja. Osnovni zadatak restaurativne procedure je da se ponovo uspostavi anatomo-morfološka funkcija zuba i da se preostale zdrave zubne strukture zaštite od nepovoljnog odgovora na dejstvo sila.

Cilj doktorske disertacije bio je da se ispita uticaj različitih restaurativnih procedura na biomehaničke karakteristike premolara sa ekstenzivnim kavitetima.

Materijal i metode: Trodimenzionalni model intaktnog drugog gornjeg premolara kreiran je u SolidWorks računarskom programu, na osnovu snimaka ekstrahovanog zuba primenom višeslojnog spiralnog kompjuterizovanog tomografa. Na osnovu ovog modela potom je kreirano ukupno 48 modela, koji su podeljeni u dve grupe: modeli vitalnog premolara sa MOD kavitetom (I grupa) i modeli premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom (II grupa). U svakoj grupi ispitivan je uticaj 4 vrste restaurativnog materijala (direktan kompozitni ispun, direktan kompozitni ispun sa smolom modifikovanim glas-jonomer cementom u vidu podloge, indirektan kompozitni ispun, keramički ispun), 3 dizajna preparacije kavite (bez skraćivanja kvržica, sa skraćivanjem palatalne kvržice 2mm, sa skraćivanjem palatalne i bukalne kvržice 2mm) i 2 širine istmusa (1/2 i 2/3 interkuspalnog razmaka). Primenom metode konačnih elemenata proračunate su vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama i ispunu za sve modele pri dejstvu statičke sile od 200N.

Rezultati: Dizajn preparacije kavite je pokazao najveći uticaj na vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama. Pri tome, postupak skraćivanja palatalne, kao i obe kvržice, doprineo je smanjenju vrednosti von Mises napona u gledi na modelima obe grupe; dok je postupak skraćivanja bukalne i palatalne kvržice doprineo smanjenju vrednosti von Mises napona u dentinu na modelima vitalnog premolara. U obe grupe, vrsta restaurativnog materijala pokazala je uticaj na vrednosti von Mises napona u gledi, pri čemu je keramički ispun doveo do pojave napona značajno manjih vrednosti u odnosu na direktan i indirektan kompozitni ispun. Vrsta restaurativnog materijala je uticala i na vrednosti von Mises napona u dentinu, ali samo na modelima vitalnog premolara; pri tome su indirektni kompozitni i keramički ispun podjednako doprineli pojavi napona manjih vrednosti. Širina istmusa je uticala na vrednosti von Mises napona u gledi i dentinu na modelima vitalnog premolara. Širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka dovela je do pojave napona manjih vrednosti u gledi, dok je širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka dovela do pojave napona manjih vrednosti u dentinu.

Zaključak: Radi postizanja optimalnih biomehaničkih karakteristika zubnih struktura, u postupku restauracije premolara sa MOD kavitetom, preporučuje se primena dizajna preparacije kavite sa skraćivanjem bukalne i palatalne kvržice, uz izradu keramičkog ispuna.

Datum prihvatanja teme od strane NN veća: DP	5.09.2011.
Datumo dbrane: DO	
Članovi komisije: (ime i prezime / titula / zvanje / naziv organizacije / status) KO	<p>Predsednik: prof. dr Tatjana Brkanić, vanredni profesor na Katedri za stomatologiju (Bolesti zuba i endodoncija), Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu;</p> <p>član: doc. dr Ivana Stojšin, docent na Katedri za stomatologiju (Bolesti zuba i endodoncija), Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu;</p> <p>član: doc. dr Ognjan Lužanin, docent na Departmanu za proizvodno inženjerstvo, Fakultet tehničkih nauka, Univerzitet u Novom Sadu;</p> <p>član: doc. dr Igor Stojanac, docent na Katedri za stomatologiju (Bolesti zuba i endodoncija), Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu;</p> <p>član: doc. dr Milan Drobac, docent na Katedri za stomatologiju (Bolesti zuba i endodoncija), Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu.</p>

University of Novi Sad
ACIMSI
Key word documentation

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	Ph.D. Thesis
Author: AU	Ivana Kantardžić
Mentor: MN	Larisa Blažić, DDS, Ph.D, Full professor, School of Dentistry, Faculty of Medicine, University of Novi Sad; Darko Vasiljević, Ph.D, Associate research professor, Institute of Physics, University of Belgrade.
Title: TI	Influence of restorative procedures on biomechanical characteristics of premolar-finite element analysis of threedimensional tooth model
Language of text: LT	Serbian
Language of abstract: LA	Serbian/English
Country of publication: CP	Republic of Serbia
Locality of publication: LP	Novi Sad, Vojvodina
Publication year: PY	2014.
Publisher: PU	Author's reprint
Publication place: PP	Faculty of Medicine, Hajduk Veljkova 3, Novi Sad

Physical description: PD	Number of chapter's: 8, number of pages: 96, number of figures: 30, number of graphs: 6, number of tables: 10, number of citations: 143
Scientific field SF	Dentistry
Scientific discipline SD	Operative Dentistry and Endodontics, Restorative Dentistry
Subject, Key words SKW	Bicuspid; Dental Restoration, Permanent; Dental Stress Analysis; Dental Cavity Preparation; Finite Element Analysis; Dental Materials.
UC	616.314.5-08:615.46
Holding data: HD	Library of Faculty of Medicine, Hajduk Veljkova 3 Novi Sad
Note: N	/
<p>Abstract: AB Loss of tooth structure from caries, trauma or extensive preparation decreases fracture resistance of tooth. The main goal of restorative procedure is to rebuild lost structures and to protect remaining tooth structures from unfavorable responses from masticatory forces. Aim of thesis was to investigate the influence of different restorative procedures on biomechanical properties of premolar with extensive cavities. Materials and Methods: Three dimensional model of intact maxillary second premolar, based on computerized tomography scan images of extracted tooth, was designed using SolidWorks software. Using this model, 48 models were designed and divided in two groups: models of vital premolars with MOD cavities (group I), and models of premolars with root canal treatment with MOD cavities (group II). In each group use of four restorative materials (direct composite resin restoration, direct composite resin restoration with resin modified glass-ionomer cement as base, indirect composite resin restoration, ceramic restoration), three cavity preparation designs (without cusp coverage, 2mm palatal cusp coverage, 2mm palatal and buccal cusp coverage) and two isthmus width (1/2 and 2/3 intercuspal width) were simulated. After applying static load of 200N, von Mises stresses in enamel, dentin and restoration were calculated using finite element analysis. Results: Cavity preparation design showed the most significant influence on von Mises stress values in tooth structures. Cusp coverage in general decreased stress values in enamel, while palatal and buccal cusp coverage decreased stress values in dentin only in group I. Restorative material affected stress values in enamel, were ceramic restoration contributed to minimal stress values. In dentin, indirect composite resin and ceramic restoration showed no difference in reducing von Mises stress values, but only for models in group I. Cavity isthmus width had influence on stress values in tooth structures only in group I. 1/2 isthmus width decreased stress values in enamel, while 2/3 isthmus width showed same effect in dentin. Conclusion: In order to provide optimal biomechanical characteristics of tooth structures, premolars with MOD cavity should be restored with ceramic overlay covering both palatal and buccal cusp.</p>	
Accepted on Scientific Board on: AS	September 5, 2011

Defended: DE	
Thesis Defend Board: DB	<p>president: Tatjana Brkanić, DDS, Ph.D, Associate professor, Department of Operative Dentistry and Endodontics, School of Dentistry, Faculty of Medicine, University of Novi Sad;</p> <p>member: Ivana Stojšin, DDS, Ph.D, Assistant professor, Department of Operative Dentistry and Endodontics, School of Dentistry, Faculty of Medicine, University of Novi Sad;</p> <p>member: Ognjan Lužanin, Ph.D, Assistant professor, Department of Production Engineering, Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad;</p> <p>member: Igor Stojanac, DDS, Ph.D, Assistant professor, Department of Operative Dentistry and Endodontics, School of Dentistry, Faculty of Medicine, University of Novi Sad;</p> <p>member: Milan Drobac, DDS, Ph.D, Assistant professor, Department of Operative Dentistry and Endodontics, School of Dentistry, Faculty of Medicine, University of Novi Sad.</p>

Želim da se zahvalim svojim mentorima, prof. dr Larisi Blažić i višem naučnom saradniku dr Darku Vasiljeviću, na ukazanom poverenju i podršci. Svojim znanjem i iskustvom su nesebično pomogli da ideju pretvorim u delo, a prijateljskim savetima da prevaziđem sve teškoće koje prate svaki naučno-istraživački rad.

Zahvaljujem se akademiku Branislavu Jelenkoviću što je omogućio da istraživanje uspešno sprovedem u Institutu za fiziku Univerziteta u Beogradu, kao i direktoru Klinike za stomatologiju Vojvodine, prof. dr Dubravki Marković.

Posebnu zahvalnost dugujem dr Ognjanu Lužaninu na predusretljivosti, posvećenom vremenu i značajnom angažovanju.

Zahvaljujem se svojoj porodici i prijateljima na neizmernoj podršci, razumevanju i strpljenju. Posebno se zahvaljujem majci Mariji koja je i u najtežim trenucima svog života sačuvala snagu i hrabrost, i time doprinela ostvarenju svih mojih dosadašnjih uspeha.

Ivana Kantardžić

U Novom Sadu, 28.04.2014.

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. PREGLED LITERATURE	2
2.1 Restaurativne procedure	2
2.1.1 Principi preparacije kaviteta	2
2.1.2 Izbor restaurativne metode	5
2.2 Biomehanika u restaurativnoj stomatologiji	8
2.2.1 Biomehanika - definicija i osnovni pojmovi	8
2.2.2 Biomehaničke karakteristike restauriranih zuba	11
2.3 Metoda konačnih elemenata u stomatološkim istraživanjima	12
2.3.1 Formiranje matematičkog modela	13
2.3.2 Diskretizacija matematičkog modela	14
2.3.3 Numerička analiza	17
2.3.4 Analiza rezultata	17
3. CILJ RADA I HIPOTEZE	19
4. MATERIJAL I METODE	20
4.1 Kreiranje matematičkog trodimenzionalnog modela zuba	20
4.2 Način izbora, veličina i konstrukcija uzorka	24
4.3 Numerička analiza naponskih stanja primenom metode konačnih elemenata	27
4.4 Statistička analiza rezultata	29

5. REZULTATI	30
5.1 Rezultati numeričke analize naponskih stanja za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom (I grupa)	30
5.2 Distribucija napona na modelima vitalnog premolara sa MOD kavitetom (I grupa)	36
5.3 Rezultati numeričke analize naponskih stanja za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom (II grupa)	47
5.4 Distribucija napona na modelima premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom (II grupa)	52
6. DISKUSIJA	63
6.1 Diskusija metodologije	63
6.2 Diskusija rezultata	68
7. ZAKLJUČAK.....	78
8. LITERATURA.....	80

1. UVOD

U savremenoj restaurativnoj stomatologiji poseban značaj se pridaje kliničkim procedurama koje favorizuju očuvanje tvrdih zubnih struktura kao jedan od najvažnijih faktora za uspešnost terapijskog postupka [1, 2, 3, 4]. Iz tog razloga, rekonstrukcije ekstenzivnih kavita koje se karakterišu značajnim gubitkom tvrdih zubnih tkiva, predstavljaju poseban izazov u restaurativnoj stomatologiji. Suštinski razlog je u tome što gubitak tvrdih zubnih tkiva; bilo da je nastao usled karijesne lezije, traume ili preparacije kavita, dovodi do smanjenja otpornosti preostalih zubnih struktura na dejstvo sila tokom žvakanja, čime se povećava rizik za nastanak loma zuba i/ili ispuna [5-14]. U skladu sa tim; sprovođenje adekvatne restaurativne procedure, pored rekonstruisanja morfologije zuba, ima za cilj i očuvanje otpornosti preostalih zubnih struktura [15-18].

Premolari, kao grupa zuba, pokazuju visok procenat loma u odnosu na druge grupe zuba [16, 18-20]. Pri tome, češće dolazi do loma gornjih premolara. Ova pojava se objašnjava specifičnim anatomske oblikom koji karakterišu masivna krunica i nepovoljan odnos dužina krunice i korena [5, 21]. Osim toga, krvžice su strme, što doprinosi većem uticaju bočnih sila tokom žvakanja [20]. Sve navedeno doprinosi pojavi često nepovoljnih frakturnih linija, čime se dovode u pitanje mogućnosti sanacije i očuvanja datog zuba [22, 23]. Iz tih razloga, posebna pažnja je poslednjih godina usmerena na ispitivanje biomehaničkih karakteristika premolara nakon sprovođenja različitih restaurativnih procedura u postupku rekonstrukcije ekstenzivnih kavita [1, 24-37]. Iako brojna, data istraživanja nisu pružila uniformna saznanja o tome koja restaurativna procedura najpovoljnije utiče na biomehaničke karakteristike konzervativno rekonstruisanih premolara, zbog čega postoji potreba za daljim ispitivanjima ove problematike.

2. PREGLED LITERATURE

2.1 Restaurativne procedure

2.1.1 Principi preparacije kaviteta

Preparacija kaviteta predstavlja postupak pripreme zuba oštećenog karijesnom lezijom ili traumom za postavljanje restaurativnog materijala, a sa ciljem ponovnog uspostavljanja morfološkog oblika i funkcije zuba [38]. Iako je razvoj stomatoloških restaurativnih materijala doveo do promena u dizajnu preparacije kaviteta, i dalje je neophodno poštovati navedene osnovne principe preparacije kaviteta da bi se obezbedio uspeh terapijske procedure:

- potpuno uklanjanje zubnih struktura zahvaćenih karijesnom lezijom,
- uključivanje svih oslabljenih zidova kaviteta u preparaciju,
- formiranje oblika kaviteta koji će obezbediti adekvatnu otpornost ispuna na dejstvo sila pri žvakanju i sprečiti njegovu dislokaciju [38]

Sprovođenje postupka preparacije kaviteta dovodi do gubitka zubne supstance u različitom procentu. Najveći gubitak (1,2-20,4%) uzrokuje uklanjanje zubnih struktura zahvaćenih karijesnom lezijom, dok formiranje pristupnog kaviteta u postupku lečenja kanala korena zuba dovodi do gubitka dodatnih 4,4% zubne supstance [39, 40]. Dalje, svako dodatno uklanjanje zubne supstance u postupku preparacije dovodi do smanjenja otpornosti zuba na dejstvo sila pri žvakanju [5, 10, 15, 33, 41]. Navedeno je posebno izraženo pri preparaciji ekstenzivnih kaviteta, gde jednostrani gubitak marginalnog grebena dovodi do smanjenja otpornosti zuba za 46%, dok preparacija mezio-okluzo-distalnog (MOD) kaviteta uzrokuje smanjenje otpornosti za više od 60% [5, 12, 41].

Kao jedan od najznačajnijih faktora koji utiču na biomehaničke karakteristike zuba nakon sprovedene restaurativne procedure navodi se dizajn preparisanog kaviteta [42, 43].

Pored toga što ima značajan uticaj na otpornost restauriranih zuba na lom [13, 32], on doprinosi i povoljnijoj reakciji zubnih struktura na dejstvo sila žvakanja koja se manifestuje pojavom tzv. unutrašnjih sila-napona i deformacija unutar zubnih struktura [26, 42, 44]; što sve zajedno doprinosi očuvanju strukturalnog integriteta kompleksa Zubispun. U slučajevima preparacije MOD kaviteta na premolarima, izbor adekvatnog dizajna je specifičan i zahteva poseban pristup [24, 44]. Naime, premolari imaju manju krunicu u poređenju sa molarima, zbog čega je u toku preparacije MOD kaviteta teže postići odgovarajuće formu retencije i formu otpora. Iz tih razloga, dizajn kaviteta mora se pažljivo isplanirati kako bi se rizik za nastanak loma zuba nakon sprovedenog restaurativnog postupka sveo na minimum.

U slučajevima MOD kaviteta, dubina kaviteta ima najveći uticaj na vrednosti napona koje se javljaju u zubu pri opterećenju [18, 24, 44, 45]. Što je kavitet dublji, veći je rizik od pojave loma zuba; što je uzrokovano količinom izgubljene zubne supstance. Takođe, u dubljim kavitetima pod dejstvom sila nastaje veći obrtni moment koji povećava mogućnost odlamanja zidova kaviteta [24].

Iako je potvrđeno da povećani gubitak zubne supstance dovodi do smanjenja otpornosti zuba [5, 10, 15, 35, 41], rezultati ispitivanja uticaja širine istmusa kaviteta su različiti. Literaturni nalazi ukazuju da povećanje širine istmusa MOD kaviteta ima nepovoljan uticaj na distribuciju napona u zubnim strukturama, jer dovodi do pojave napona većeg intenziteta na dnu kaviteta [18, 46]. Ipak, rezultati pojedinih istraživača pokazuju da povećanje širine istmusa smanjuje vrednosti napona u zubnim strukturama; naročito u dentinu [24, 45]. Ova pojava se objašnjava promenom geometrijskog oblika površine dentina koja je izložena dejstvu sila. Povećanje širine istmusa u ovom slučaju dovodi do povećanja momenta inercije na dentinu; rezultujući ravnomernijom distribucijom napona. Ipak, ovde se ističe da je uticaj širine istmusa kaviteta minimalan. Za

razliku od navedenih rezultata; druga grupa autora došla je do saznanja da širina istmusa ne utiče na promenu biomehaničkih karakteristika restauriranih zuba [47, 48].

Kao što je ranije navedeno, da bi se obezbedila odgovarajuća otpornost zubnih struktura, u postupku preparacije kavita neophodno je uključiti sve oslabljene zidove kavita u preparaciju. Kod MOD kavita to znači da je, ukoliko su zidovi kavita istanjeni, potrebno izvršiti redukciju njihove visine, odnosno sprovesti postupak skraćivanja kvržica. Prema tradicionalnom stavu, skraćivanje kvržica indikovano je kada je širina istmusa veća od 2/3 interkuspalnog razmaka [49]. Novija istraživanja su, međutim, pokazala da debljina zidova kavita samostalno nema bitan uticaj na otpornost zuba čime je i potreba za uključivanjem kvržica u preparaciju dovedena u pitanje [43, 50].

Brojna istraživanja sprovedena na ovu temu dovela su do različitih saznanja. Jedna grupa autora [1, 32, 42, 50, 51] generalno podržava skraćivanje kvržica. Jedan od razloga je, što se ovim postupkom u velikoj meri ($>80\%$) utiče na pojavu napona u zubnim strukturama, uzrokujući njegove manje vrednosti i povoljniju distribuciju [1, 42]. Takođe, povećava se otpornost zuba na lom koja je nakon potpune restauracije porediva sa otpornošću intaktnog zuba [50]. Dodatno, pod većim opterećenjem doći će do loma ispuna, a ne zuba [51]. Preporučuje se sprovođenje skraćivanja kvržica u minimalnoj debljini od 1,5 mm [1, 32]. Obzirom da kod premolara češće dolazi do loma palatalne kvržice [5, 37, 52], sprovedena su istraživanja sa ciljem da se utvrdi da li je skraćivanje samo palatalne kvržice dovoljno da se obezbede povoljne biomehaničke karakteristike zubnih struktura [14, 21, 43, 53-55]. Sa jedne strane, potvrđena je prednost ovog koncepta [21, 43, 53]. Ipak, određena istraživanja i dalje ističu uključivanje obe kvržice u preparaciju, kao povoljniju opciju posmatrano sa biomehaničkog apekta [14, 54, 55]. Za razliku od svih navedenih istraživanja koja ističu prednosti postupka skraćivanja kvržica, potrebno je istaći da postoje i istraživanja koja su pokazala da se ovim postupkom nepotrebno uklanja

dodatna zdrava zubna supstanca i da sam postupak ne doprinosi dugotrajnosti restauriranog zuba [26, 48, 56].

2.1.2 Izbor restaurativne metode

Neprekidan razvoj i unapređivanje karakteristika adhezivnih sistema i kompozitnih stomatoloških materijala, a uz visoke zahteve pacijenata za estetskim ispunima; doprineli su da se ova grupa materijala danas smatra materijalima izbora u postupku restauracije zuba. Aktuelnost njihove primene opravdava i činjenica da je prisutna i klinička dugotrajnost koja nakon deset godina iznosi preko 85% [57-59]. Čak i u slučajevima rekonstrukcija ekstenzivnih kavita, gde se razmatra i indikacija za izradu fiksne protetičke nadoknade, prednost se daje konzervativnoj rekonstrukciji estetskim materijalima uz primenu adhezivnih sistema [2, 40]. Na taj način čuva se preostala zubna supstanca, postiže se zadovoljavajuća otpornost restauriranog zuba, a ujedno se skraćuje vreme potrebno za sprovodenje terapijskog postupka [12, 15, 16, 18, 25, 39].

Prema podacima iz literature, više od 50% direktnih ispuna na bočnim zubima izrađeni su od kompozitnih materijala [60]. Kao njihova najznačajnija prednost, ističe se uspostavljanje adhezivne veze sa zubnim tkivom primenom gleđno-dentinskih adhezivnih sistema [61, 62], što doprinosi povećanju otpornosti restauriranog zuba u odnosu na zube restaurisane amalgamskim ispunima [5, 16]. S druge strane, iako se ovi materijali u kliničkoj praksi primenjuju više decenija, problem polimerizacione kontrakcije i sledstvene pojave napona i deformacija unutar zubnih tkiva još uvek je nerešen [63, 64]. U nameri da se navedena problematika prevaziđe, razvijene su kompozitne smole sa manjim stepenom kontrakcije u toku svetlosno indukovane polimerizacije [61, 65, 66]. Takođe, preporuka je da se materijal postavlja u slojevima [67, 68], uz primenu odgovarajućeg režima svetlosne polimerizacije [69-72]. Pored toga, negativan uticaj polimerizacione reakcije može se

smanjiti postavljanjem glas-jonomer cementa kao podloge [73, 74]. Navedenim postupkom dodatno se poboljšava i kvalitet marginalne adaptacije kompozitnog materijala u kavitetu [7, 75-77], što doprinosi smanjenju pojave postoperativne osetljivosti i sekundarnog karijesa [78-80].

Eliminisanje uticaja polimerizacione kontrakcije kompozitnih materijala na zubna tkiva moguće je postići i izradom kompozitnih ispuna indirektnom metodom [41]. Obzirom da se postupak polimerizacije odvija ekstraoralno, kontrakcija materijala u tom slučaju nema uticaja na zubna tkiva. Dodatna prednost indirektne izrade kompozitnih ispuna je bolja kontrola pri modelovanju i kvalitetnija završna obrada ispuna. Ipak, i ova restaurativna metoda ima svoje nedostatke. Indirektni kompozitni ispuni ostvaruju slabiju jačinu veze sa adhezivnim sistemima u odnosu na direktnе kompozitne ispune [81]. Takođe, dizajn preparacije kaviteta za indirektne ispune zahteva formiranje divergentnih zidova kaviteta, što uzrokuje veći gubitak zubne supstance [5, 25, 26, 37, 48, 82].

U rekonstrukcijama ekstenzivnih kaviteta bočnih zuba, pored kompozitnih, indikovana je i primena keramičkih ispuna [61, 83]. Keramički materijali poseduju veću otpornost na trošenje u poređenju sa kompozitnim materijalima, što ih čini dugotrajnijim [28, 61]. Međutim, ova karakteristika ima za posledicu pojačano trošenje strukture zuba antagonista, zbog čega je izuzetno važno uspostavljanje maksimalno uravnotežene okluzije. Dodatna prednost keramičkih materijala je to što poseduju koeficijent termičke ekspanzije sličan onom koji se javlja u zubnim tkivima [25, 83]. Osim toga, ovi materijali omogućuju postizanje bolje marginalne adaptacije u zubu, u poređenju sa kompozitnim smolama [11, 61, 84]. Ipak, keramički materijali su krti i karakteriše ih slabija otpornost na lom u odnosu na kompozitne materijale [5, 84].

Ispitivanja uticaja svih navedenih restaurativnih metoda na biomehaničke karakteristike zuba pokazala su različite rezultate. Kada je u pitanju otpornost na lom,

Soares i sar. su došli do saznanja da kompozitni ispuni, nezavisno od metode izrade, obezbeđuju veću otpornost kompleksa zub-ispun u odnosu na keramičke ispune [5]. Nasuprot njihovim rezultatima, Kois i sar. su otkrili da je značajno veća sila potrebna za lom zuba restauriranih keramičkim ispunom u poređenju sa zubom gde je postavljen indirektni kompozitni ispun [85]. Dalje, rezultati obe studije su pokazali da restauracija keramičkim ispunom doprinosi nastanku povoljnijeg oblika loma, koji je uglavnom lokalizovan u samom ispunu. Za razliku od navedenih saznanja, postoje studije u kojima nije utvrđena razlika u otpornosti zuba nakon primene bilo koje od navedenih restaurativnih metoda [5, 22, 28, 41, 86].

Prilikom ispitivanja uticaja restaurativnih metoda na pojavu i distribuciju napona u sistemu zub-ispun, takođe se došlo do različitih saznanja. Prema mišljenju jedne grupe autora [1, 11, 36], restauracija keramičkim ispunima uzrokuje u zubnim strukturama pojavu napona većih vrednosti, što nepovoljno utiče na biomehaničke karakteristike kompleksa zub-ispun. Kois i sar. su, međutim, u svojoj studiji dobili suprotne rezultate koji pokazuju da se kod primene keramičkih ispuna u zubu javljaju naponi manjeg intenziteta [85]. Svoje rezultate dovode u vezu sa krutošću keramičkih materijala. Ova osobina uzrokuje da pod dejstvom sila deformacija ostane ograničena na ispun. Suprotno tome, kompozitni materijali su fleksibilniji i veći deo opterećenja prenose na zub, što za posledicu ima veći rizik za nastanak loma zuba. Ispitujući distribuciju napona, Soares i sar. su došli do sličnih saznanja kada su u pitanju keramički i indirektni kompozitni ispuni [6]. Međutim, njihovi rezultati su pokazali da restauracija direktnim kompozitnim ispunom u manjoj meri prenosi opterećenje na zub i da je distribucija napona u ovim slučajevima slična distribuciji napona pri opterećenju intaktnog zuba. Navedeni nalaz je u drugoj studiji potvrđen za indirektne kompozitne ispune [84].

2.2 Biomehanika u restaurativnoj stomatologiji

2.2.1 Biomehanika - definicija i osnovni pojmovi

Zubi i restaurativni materijali su u oralnoj sredini izloženi dejstvu funkcionalnih i parafunkcionalnih sila. Usled međusobnog delovanja navedenih sila dolazi do promena unutar zuba i ispuna koje se manifestuju pojavom napona i deformacija. Problematikom interakcije ovih sila, kao i pojavama napona i deformacija bavi se posebna naučna disciplina nazvana biomehanika [61, 62].

Svaka struktura na koju sila deluje, teži da se suprotstavi delovanju iste [87]. Obzirom da je zub fiksiran u alveoli i da ima minimalnu mogućnost pomeranja ograničenu širinom periodontalnog prostora, unutar zuba se, pod dejstvom sila žvakanja, razvijaju tzv. unutrašnje sile. Ove unutrašnje sile su istog intenziteta, a suprotnog smera u odnosu na delujuće spoljašnje sile i definišu se kao napon (S ili σ) [61]. Posmatrano na nivou atoma, pojava ovih unutrašnjih sila se može objasniti promenom međusobne udaljenosti čestica. Naime, pod dejstvom spoljašnje sile, a u zavisnosti od njenog načina delovanja; dolazi do međusobnog približavanja, udaljavanja i/ili smicanja čestica. Usled težnje čestica da se vrate u prvobitan položaj, a što svojim dejstvom onemogućava spoljašnja sile, unutar strukture se javljaju unutrašnje sile – naponi [62, 87].

Pošto je napon veoma teško izmeriti direktno, izračunavanje se vrši merenjem sile (F) i površine (A) na koju ona deluje:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Napon se izražava u Paskalima ($\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$). Međutim, pošto je Paskal veoma mala merna jedinica, češće se koriste veće jedinice; kao što su megaPaskali ($\text{MPa}=10^6\text{Pa}$) ili gigaPaskali ($\text{GPa}=10^9\text{Pa}$).

Spoljašnje sile mogu da deluju pod bilo kojim uglom i u bilo kom smeru. Naponi se, međutim, javljaju u samo dva oblika: normalni napon i napon na smicanje. Normalnim naponom se telo suprotstavlja međusobnom približavanju ili udaljavanju svojih čestica, dok se naponom na smicanje opire klizanju jednog sloja čestica u odnosu na drugi sloj. U najvećem broju slučajeva, pod dejstvom spoljašnjih sila, javlja se kombinacija oba napona [61].

Pojava napona je praćena sledstvenom pojavom deformacije (ε) [61, 62]. Ona podrazumeva promenu oblika i zapremine tela i definiše se kao odnos promene dužine tela nakon dejstva sile (ΔL) i prvobitne dužine:

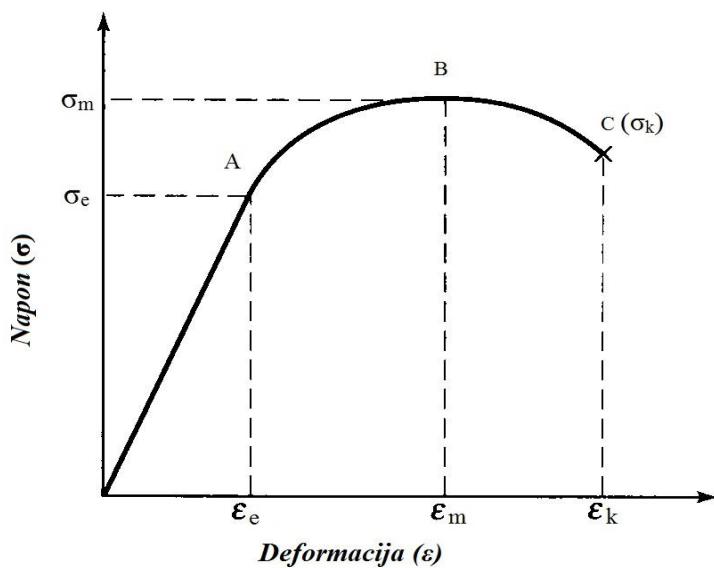
$$\varepsilon = \frac{(L - L_0)}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0}$$

L – dužina nakon dejstva sile

L_0 – prvobitna dužina

Deformacija je bezdimenzionalna veličina, ali se često izražava u procentima.

Prema teoriji otpornosti materijala, deformacija zavisi od napona (sl. 1) [61, 88].



Slika 1 Dijagram promene napona u funkciji deformacije.

Kao što slika 1 prikazuje, u početnom delu krive (od tačke 0 do tačke A), sa povećanjem vrednosti napona dolazi do povećanja deformacije, pri čemu je zavisnost linearno proporcionalna. U ovoj oblasti napona deformacija je elastična, što podrazumeva da se nakon prestanka dejstva sile materijal može vratiti u prvobitno stanje. Tačka A predstavlja granicu elastičnosti (σ_e) i definiše se kao maksimalna vrednost napona koju materijal može da podnese bez trajne deformacije. Ona predstavlja granicu između oblasti elastičnosti i oblasti plastične deformacije materijala. Sa daljim povećanjem vrednosti napona materijal podleže plastičnoj deformaciji (deo krive od tačke A do tačke C) koja pre ili kasnije dovodi do loma-napon kidanja (σ_k) (tačka C). Najveća vrednost napona koja se javlja u materijalu pre pojave loma naziva se zatezna čvrstoća (σ_m) (tačka B). Kod krtih materijala (keramika), zatezna čvrstoća i napon kidanja imaju približne vrednosti, zbog čega ovakvi materijali pucaju bez prethodne velike deformacije. Ipak, pri izboru materijala granica elastičnosti ima veći značaj u odnosu na zateznu čvrstoću, jer ona određuje kada će doći do trajne deformacije [61, 88].

Pored granice elastičnosti, važnu mehaničku karakteristiku materijala predstavlja modul elastičnosti ili Jungov modul (E) [62]. On se definiše kao nagib krive u oblasti elastičnih deformacija (sl. 1):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Izražava se u MPa ili GPa, kao i napon. Ova relacija poznata je i kao Hukov zakon [61, 88].

Elastična svojstva materijala određena su ranije pomenutim hemijskim međuatomskim vezama. Što je jača veza između atoma, potrebna je jača sila za njihovo razdvajanje i elastičnu deformaciju materijala, odnosno materijal ima veći modul elastičnosti [61, 88]. Određenost elastičnosti međuatomskim vezama uzrokuje da je ovo svojstvo isključivo zavisno od strukture materijala [61].

Modul elastičnosti predstavlja meru krutosti materijala. Krući materijali imaju veći modul elastičnosti i kod njih veće promene napona proizvode manje deformacije. Iz tih razloga, kruti materijali zadržavaju svoju veličinu i oblik čak i pod elastičnim opterećenjem [61, 88].

2.2.2 Biomehaničke karakteristike restauriranih zuba

Intaktan zub je izgrađen od tkiva koja poseduju različite module elastičnosti (gleđ: 48-84,1 GPa, dentin: 13,8-18,6 GPa) [1, 15, 89]. Prilikom žvakanja, sile deluju na široku površinu gleđi i dovode do pojave napona koji je pretežno lokalizovan u samoj gleđi, a samo manji deo opterećenja u vidu pritiska se prenosi na dentin, gde se javlja minimalna deformacija [6, 62].

Postupkom preparacije zuba narušava se integritet gleđi i veća površina dentina postaje izložena opterećenju. Distribucija napona i pojava deformacije u ovim situacijama zavise od dizajna preparacije i vrste restaurativnog materijala [1, 6, 9, 11, 18, 24, 85], o čemu je ranije bilo reči. Međutim, ukoliko se celina Zub-ispun posmatra isključivo sa aspekta biomehanike, način prenosa opterećenja biće određen: modulom elastičnosti, granicom elastičnosti i debljinom restaurativnog materijala i zubnih struktura, pre svega dentina [62].

Keramički materijali poseduju veći modul elastičnosti, kruti su i krti [61, 88]. Iz tih razloga, visoki naponi se lokalizuju u ispunu uz minimalnu deformaciju. Takođe, zbog osobine krtosti, naponi uzrokuju pojavu pukotine i loma unutar ispuna pre nego što dođe do oštećenja samog zuba [6, 85]. Kompozitni materijali imaju manji modul elastičnosti i veći deo opterećenja prenose na zubna tkiva. Iako je pokazano da restauracija kompozitnim ispunom može da obezbedi distribuciju napona sličnu distribuciji kao kod intaktnog zuba [6, 16, 90], ova vrsta ispuna češće dovodi do nepovoljnog oblika loma koji

zahvata ispun i zub [85]. Ipak, pri određivanju vrednosti napona u zubnim strukturama nakon restauracije, utvrđeno je da materijali sa većim modulom elastičnosti uzrokuju veće vrednosti napona u zubu i obrnuto [1, 24, 36].

U materijalima sa malim modulom elastičnosti može doći do pojave deformacija koje ugrožavaju integritet materijala, ukoliko ne poseduju dovoljnu debljinu. Dupliranje debljine povećava otpornost na elastičnu deformaciju devet puta [62]. Međutim, ukoliko vrednost napona dostigne vrednost granice elastičnosti, sposobnost materijala da se plastično deformiše će odrediti trenutak nastanka loma.

2.3 Metoda konačnih elemenata u stomatološkim istraživanjima

Metoda konačnih elemenata (MKE) predstavlja široko primenjivu numeričku istraživačku metodu koja omogućava strukturalnu analizu biomehaničkih osobina složenih bioloških struktura. Zasniva se na fizičkoj diskretizaciji posmatranih struktura na konačan broj elemenata malih dimenzija i jednostavne geometrije. Uz prepostavku o međusobnoj povezanosti elemenata u celinu, analizom ispitivanih parametara u elementima izvode se zaključci o celini [91, 92].

Kao istraživačka metoda, MKE je prvobitno bila razvijena za primenu u vazduhoplovnoj industriji pedesetih godina dvadesetog veka [93]. U biomedicinskim i stomatološkim istraživanjima počela je da se primenjuje početkom sedamdesetih godina [94]. Danas, ova metoda ima široku primenu u svim granama stomatologije.

U stomatološkoj protetici, MKE se najčešće koristi za ispitivanje uticaja dizajna fiksnih i mobilnih zubnih nadoknada izrađenih od različitih vrsta materijala na pojavu i distribuciju napona u oralnim strukturama, ali i samim nadoknadama [11, 38, 95, 96].

U implantologiji, primenom MKE se ispituje način prenosa opterećenja na oralne strukture u zavisnosti od dizajna implanta, materijala od kojeg su izrađeni, ugla postavljanja, kao i veze između implanta i vilične kosti [97, 98].

U ortodonciji, oralnoj i maksilofacijalnoj hirurgiji, MKE je našla primenu u ispitivanju dejstva fizioloških i nefizioloških sila na biomehaničke karakteristike orofacijalnih struktura [99-102].

U oblasti restaurativne stomatologije, MKE ima veoma široku primenu. Koristi se za ispitivanje uticaja dizajna preparacije kavite na pojavu napona i deformacija unutar zubnih struktura [9, 14, 18, 24, 103]. Takođe, primenjuje se u ispitivanjima biomehaničkih karakteristika restaurativnih materijala tokom različitih procedura adhezivne stomatologije [1, 6, 11, 84, 85, 104]. Dalje, MKE omogućava ispitivanje uticaja različitih tehnika instrumentacije i punjenja kanala korena zuba u postupku endodontskog lečenja, kao i postupka rekonstrukcije endodontski lečenih zuba na otpornost tvrdih zubnih struktura [105-110].

U biomehaničkim istraživanjima, MKE može da se koristi kao samostalna istraživačka metoda [14, 18, 90, 111, 112] ili udruženo sa *in vitro* istraživanjima [6, 16, 85, 110, 113]. Nezavisno od načina primene, MKE podrazumeva sledeće postupke [114, 115]:

- formiranje matematičkog modela
- diskretizacija matematičkog modela
- numerička analiza
- analiza rezultata

2.3.1 Formiranje matematičkog modela

U stomatološkim istraživanjima, matematički modeli predstavljaju računarsku simulaciju oralnih struktura i biomaterijala čije se biomehaničke osobine ispituju [116].

Prema složenosti, mogu biti dvodimenzionalni (2D) i trodimenzionalni (3D), a izbor modela zavisi od složenosti geometrije ispitivanih struktura, osobina materijala, tipa analize koja se primenjuje, kao i problema koji se ispituje [117-119].

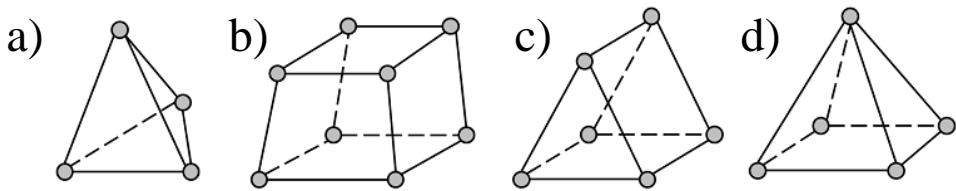
Kreiranje 2D modela vrši se na osnovu podataka iz literature ili analize i merenja preseka zuba [6, 9, 120]. Obzirom da se kao referentna ravan uglavnom koristi samo buko-lingvalni presek zuba, verodostojnost modela je umanjena, što ima uticaj na rezultate numeričke analize [118, 119]. Sa druge strane, 3D modeli realnije prezentuju biološke strukture i omogućuju preciznije analize, ali je njihovo formiranje daleko kompleksnije i zahteva upotrebu skupih računarskih programa [15, 32, 112, 114, 121].

Prvi 3D modeli zuba su bili formirani na osnovu podataka dobijenih laserskim skeniranjem spoljašnje površine zuba, čime je omogućeno da modeli realno prezentuju spoljašnju geometriju zuba [1, 24, 29, 111]. Međutim, nedostatak ove metode je što se unutrašnja građa zuba formira na osnovu podataka iz literature. U savremenim stomatološkim istraživanjima, ovaj nedostatak prevaziđen je primenom kompjuterizovane [11, 103, 118, 122, 123] i mikro-kompjuterizovane tomografije [15, 33, 112, 114, 121, 124, 125].

Snimanjem zuba pomoću kompjuterizovanog/mikro-kompjuterizovanog tomografa dobijaju se 2D snimci preseka zuba u sve tri prostorne ravni. Da bi bili upotrebljivi za formiranje 3D matematičkog modela zuba, dobijene snimke je prvo bitno neophodno obraditi u odgovarajućim računarskim programima (Amira, Mimics, MSC Patran) [11, 15, 20, 29, 41, 103, 125]. Ova obrada podrazumeva segmentaciju tvrdih zubnih struktura, kao i njihovu međusobnu adaptaciju. Nakon toga, obrađeni snimci se unose u programe za računarom pomognuto projektovanje (SolidWorks, Ansys, Abaqus), u kojima se odgovarajućim tehnikama formira 3D model zuba [11, 20, 84, 90, 98, 103].

2.3.2 Diskretizacija matematičkog modela

Da bi na formiranom matematičkom modelu mogla da se primeni metoda konačnih elemenata, potrebno je izvršiti diskretizaciju matematičkog modela [92, 114, 115]. Kao što je ranije navedeno, diskretizacija podrazumeva podelu matematičkog modela, u ovom slučaju zuba, na veliki broj elemenata malih dimenzija i jednostavne geometrije. Ovi elementi se nazivaju konačnim elementima i mogu biti različitog oblika (sl. 2).



Slika 2 Oblici konačnih elemenata: a) tetraedar, b) kvadar, c) prizma, d) piramida.

Na uglovima elemenata nalaze se tzv. čvorovi, putem kojih su elementi međusobno povezani u mrežu (eng. *mesh*). Veći broj elemenata, kao i čvorova, doprinosi preciznijoj analizi [91, 93, 115]. Iz tog razloga, za formiranje mreže na modelu zuba, najčešće se koriste elementi oblika krivolinijskog tetraedra [11, 98, 126]. Za razliku od klasičnog tetraedra (sl. 2a), koji je definisan sa četiri čvora, kod krivolinijskog tetraedra je dodat po jedan čvor na sredinu svake ivice, te njihov ukupan broj iznosi deset. Na taj način se povećava stepen slobode čvora (mogućnost translacije i rotacije) i smanjuje krutost elementa, zbog čega je i analiza preciznija [115, 127].

U postupku pretvaranja matematičkog modela u model pogodan za analizu metodom konačnih elemenata, pored postupka diskretizacije potrebno je definisati karakteristike materijala i granične uslove.

Prema svojoj strukturi, materijali mogu biti homogeni i nehomogeni. U zavisnosti od toga da li su im osobine iste u svim pravcima ili ne, dele se na izotropne, anizotropne i

ortotropne. Kod izotropnih materijala, reakcija materijala na dejstvo sile jednaka je u svim njegovim delovima, nezavisno od pravca delovanja sile. Pri ispitivanju biomehaničkih karakteristika ovih materijala, dovoljno je da su poznate vrednosti za modul elastičnosti i Poasonov koeficijent. Kod anizotropnih materijala, osobine variraju u zavisnosti od pravca delovanja sile. Posebna grupa anizotropnih materijala su ortotropni materijali, koje karakterišu uniformne osobine unutrašnjih struktura duž svake od tri ortogonalne ravni [93, 127, 128]. Gleđ i dentin su, kao i većina bioloških struktura, nehomogeni i anizotropni [61, 127]. Ipak, za potrebe istraživanja primenom metode konačnih elemenata, ove strukture se posmatraju kao homogene i izotropne [14, 34, 36, 85, 90, 96, 122-126].

Većina stomatoloških istraživanja se bavi ispitivanjem osobina zubnih struktura i stomatoloških materijala u granicama elastičnosti [1, 6, 18, 24, 84, 96, 110, 120, 122-126]. U tim slučajevima, materijali se mogu okarakterisati kao linearni, nelinearni i viskoelastični; što je određeno međusobnim odnosom napona i deformacije [61, 93, 128]. Iako je poznato da oralne strukture na dejstvo sila reaguju po principu nelinearnosti [129] i viskoelastičnosti [61, 98], u istraživanjima dominira primena linearnih elastičnih modela [11, 14, 96, 103, 109, 112, 123-125].

Definisanje graničnih uslova podrazumeva određivanje načina fiksacije modela i opterećenja-dejstva sile. Postupak fiksacije modela ima za cilj da ograniči translatorno pomeranje modela pri dejstvu sile, što se postiže ograničavanjem stepena slobode u čvorovima određenih elemenata. Za validnu numeričku analizu, poželjno je da ti čvorovi budu što više udaljeni od regije posmatranog problema [93]. U skladu sa tim, kod ispitivanja biomehaničkih karakteristika zuba, fiksacija modela se vrši preko alveolarne kosti [20, 24, 42] ili spoljašne konture korena zuba [35, 36, 111]. Način opterećenja je određen pravcem i intenzitetom dejstva sile, kao i površinom na koju sila deluje. Uobičajeno je da je opterećenje statičko [117, 123, 127].

2.3.3 Numerička analiza

Metoda konačnih elemenata se zasniva na matematičkom proračunu vrednosti napona i deformacije u svakom od čvorova u mreži konačnih elemenata za definisane granične uslove, a na osnovu poznavanja geometrije elemenata i osobina materijala [91, 93, 127].

Matematički proračun podrazumeva primenu jednačina ravnoteže, najčešće u obliku diferencijalnih jednačina, kojima se definiše odnos između sila koje deluju na element i sila reakcije koje se javljaju u čvorovima. Kada su proračunate vrednosti napona i deformacije u svakom čvoru, preko sistema matrica krutosti, a uz upotrebu interpolacionih polinomijalnih funkcija, moguće je izvršiti proračun vrednosti napona i deformacije za diskretizovanu strukturu u celini [93, 127, 130].

Kod linearne analize deformacija ima kontinuirani karakter, te se diferencijalne jednačine mogu aproksimirati sistemom linearnih algebarskih jednačina, koje se efikasno rešavaju poznatim numeričkim metodama [130]. U slučajevima kada je posmatrani problem geometrijski nelinearan (promena geometrije pri deformisanju je velika) i/ili materijal poseduje nelinearne osobine, matematički proračun je kompleksniji i zahteva primenu iterativnog postupka približavanja rešenju iz više koraka [127, 130].

Numerička analiza se sprovodi u odgovarajućim računarskim programima [128].

2.3.4 Analiza rezultata

Nakon sprovedene numeričke analize, sprovodi se analiza dobijenih rezultata-vrednosti napona/deformacija. U tom postupku potrebno je utvrditi kolike su dobijene vrednosti u odnosu na vrednosti za granicu elastičnosti, odnosno čvrstoću posmatranih struktura. Takođe, potrebno je uočiti da li se javljaju ekstremno velike vrednosti napona/deformacije, kao i način prenosa opterećenja između različitih struktura [128].

Primenom odgovarajućih statističkih analiza, moguće je utvrditi da li ispitivani parametri imaju uticaja na pojavu napona i u kom procentu [1, 24, 98, 131].

3. CILJ RADA I HIPOTEZE

Glavni cilj istraživanja je ispitivanje uticaja restaurativnih procedura na biomehaničke karakteristike premolara sa ekstenzivnim kavitetima. U skladu sa tim, postavljeni su specifični ciljevi:

- Ispitati uticaj restaurativnog materijala na vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima.
- Ispitati uticaj dizajna preparacije kaveta na vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima.
- Ispitati uticaj širine istmusa na vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima.

Prema postavljenim ciljevima, definisane su hipoteze:

- Restaurativni materijal dovodi do promene vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima.
- Dizajn preparacije kaveta dovodi do promene vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima.
- Širina istmusa dovodi do promene vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima.

4. MATERIJAL I METODE

Istraživanje je sprovedeno u Klinici za stomatologiju Vojvodine u Novom Sadu i Institutu za fiziku Univerziteta u Beogradu.

Za potrebe istraživanja i formiranje realnog trodimenzionalnog modela zuba korišćen je humani gornji drugi premolar, ekstrahovan iz ortodontskih razloga (sl. 3).



Slika 3 Humani gornji drugi premolar.

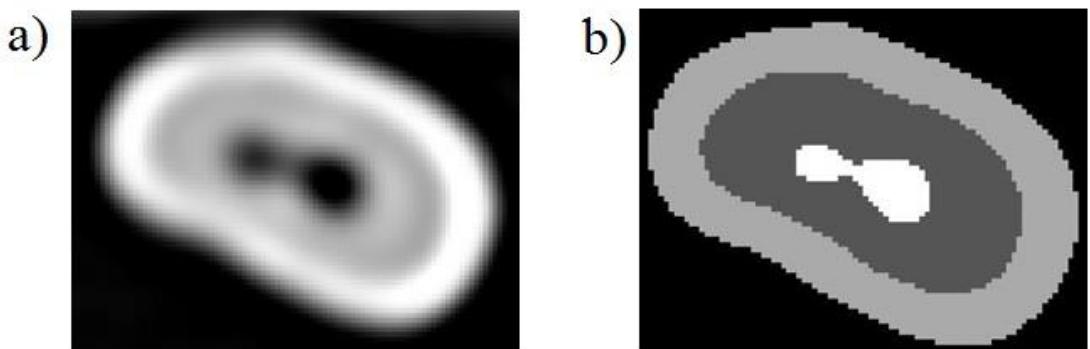
Kriterijumi za uključenje zuba u istraživanje bili su: absolutna intaktnost i postojanje jednog korena zuba. Kriterijumi za isključenje iz istraživanja bili su: postojanje karijesa, ispuna, pukotina i prethodni endodontski tretman kanala korena zuba.

4.1 Kreiranje matematičkog trodimenzionalnog modela zuba

Neposredno nakon vađenja i uklanjanja ostataka periodontalnog ligamenta, Zub je snimljen na višeslojnom spiralnom kompjuterizovanom tomografu (SOMATOM[®] Sensation 64 Cardiac CT scanner, Siemens, Germany). Ukupno je napravljeno 110

snimaka duž x-ose, 88 snimaka duž y-ose i 47 snimaka duž z-ose. Za potrebe istraživanja korišćeni su snimci duž z-ose (xy ravan), sa rezolucijom od 0,5 mm.

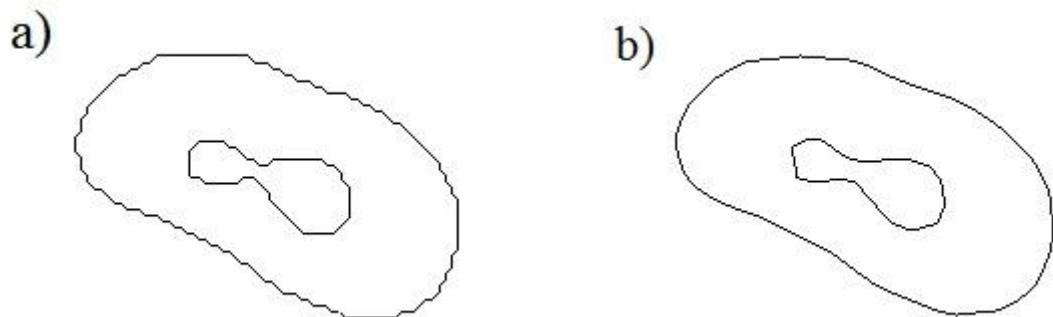
Snimci dobijeni metodom kompjuterizovane tomografije su vidljivi u tzv. DICOM formatu (eng. *Digital Image and Communications in Medicine*) (sl. 4a), i kao takvi su nepodesni za primenu u programima za računarom pomognuto projektovanje (eng. *Computer Aided Design-CAD*) [109]. Iz tog razloga, CT snimci su prvo bitno obrađeni u računarskom programu Amira 5.2 (Visage Imaging Inc., USA) (sl. 4b). U ovom programu sprovedena je automatska segmentacija zubnih struktura (gleđ, dentin, pulpa) na osnovu razlike u jačini kontrasta koji su ove strukture pokazale na snimcima. Cement je zbog zanemarljivih dimenzija uključen u strukturu dentina.



Slika 4 Snimak zuba u *xy* ravni dobijen kompjuterizovanim tomografijom (a) i snimak nakon obrade u Amira računarskom programu (b).

Takođe, u navedenom programu, izvršeno je centralno poravnanje snimaka u odnosu na vertikalnu ravan i definisane su konture gleđi, dentina i pulpe. Dobijene konture zubnih struktura (sl. 5a) su potom pretvorene u DXF zapis (eng. *Drawing eXchange Format*) u samostalno razvijenom računarskom programu (sl. 5b). Na taj način omogućeni

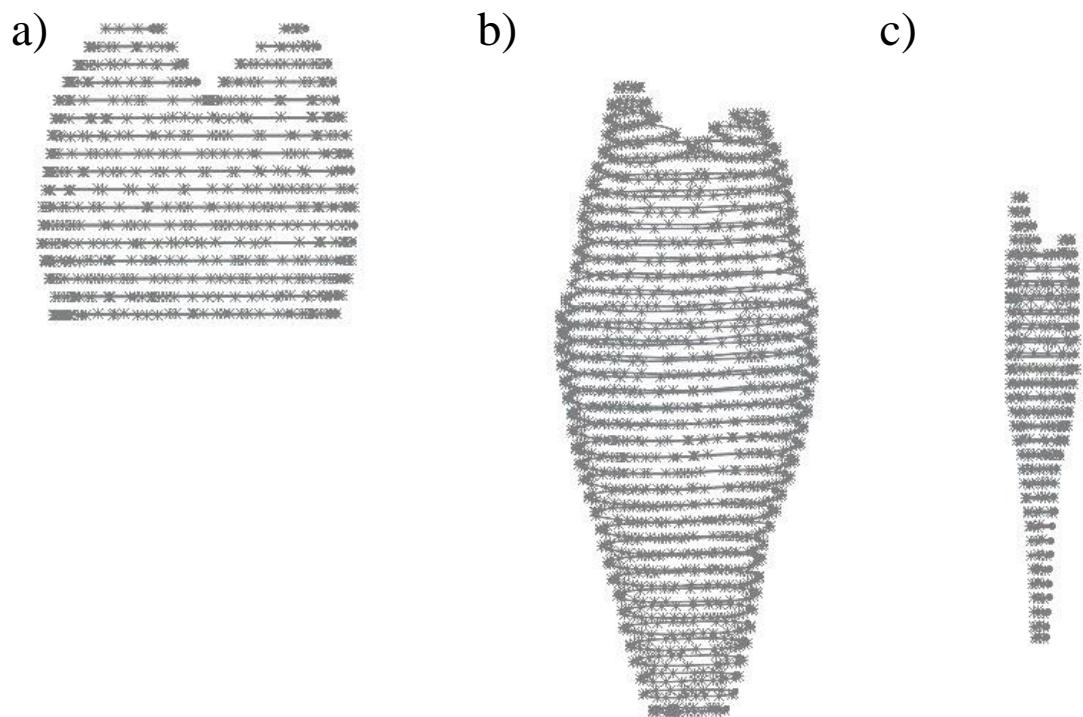
su prenos i mogućnost primene podataka u SolidWorks2009 (Dassault Systèmes SolidWorks Corp, USA) računarskom programu.



Slika 5 Konture zubnih struktura dobijene u Amira računarskom programu (a) i konture zubnih struktura u DXF zapisu (b).

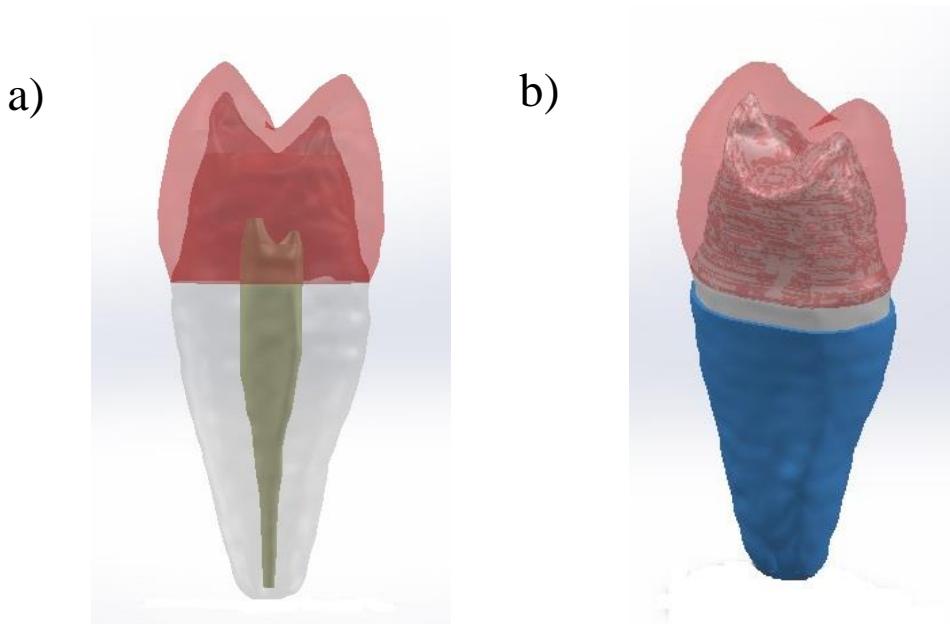
SolidWorks je program koji se koristi za računarom pomognuto projektovanje [112, 123] i kao takav je u ovom istraživanju primjenjen za kreiranje trodimenzionalnog modela zuba, a kasnije i za izračunavanje vrednosti napona metodom konačnih elemenata.

Prvi korak u formirajući trodimenzionalnog modela zuba bio je definisanje neophodnog broja preseka zuba u xy ravni duž z ose, pozicioniranih u skladu sa CT snimcima, na udaljenosti od 0,5 mm. Obzirom da su od 47 snimaka napravljenih duž z ose, samo 42 sadržala podatke o zubnim strukturama, konačan broj formiranih preseka zuba u xy ravni u SolidWorks računarskom program bio je 42. Potom su konture zubnih struktura, kreirane u Amira 5.2 programu i modifikovane u DXF zapis, implementirane u definisane preseke. Na osnovu postojećih kontura, kreirane su odgovarajuće polinomijalne krive (eng. *spline*) za svaku od zubnih struktura (gleđ, dentin, pulpa). Njihovim daljim postavljanjem u prethodno definisane preseke zuba, primenom tehnike "zidanja" (eng. *lofting technique*), formirano je trodimenzionalno telo za gleđ, dentin i pulpu (sl. 6a-c).



Slika 6 Formiranje gleđi (a), dentina (b) i pulpe (c) tehnikom „zidanja“.

Spajanjem ovih tela u zajednički sklop (eng. *assembly*), uz uspostavljanje absolutne veze između tri tela, kreiran je trodimenzionalni model intaktnog gornjeg drugog premolara (sl. 7a). Dalje, da bi model što realnije prikazao uslove u usnoj duplji, formirani su periodontalni ligament i alveolarna kost. Periodontalni ligament je formiran postavljanjem omotača (eng. *shell*) debljine 0,2 mm oko spoljašnje površine dentina, 1 mm ispod gleđno-cementne granice (sl. 7b) [96, 123]. Alveolarna kost je formirana na osnovu podataka iz literature [4, 5].



Slika 7 Trodimenzionalni model intaktnog gornjeg drugog premolara (a) sa formiranim periodontalnim ligamentom (b).

Kreirani trodimenzionalni model intaktnog gornjeg drugog premolara predstavlja osnovu za formiranje svih ostalih modela u istraživanju.

4.2 Način izbora, veličina i konstrukcija uzorka

U okviru istraživanja u SolidWorks računarskom programu kreirano je ukupno 48 različitih trodimenzionalnih modela zuba, koji su podeljeni u dve grupe ($n=24$):

I grupa - trodimenzionalni modeli vitalnih premolara sa MOD kavitetom (**MODv**)

II grupa - trodimenzionalni modeli premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom (**MODE**)

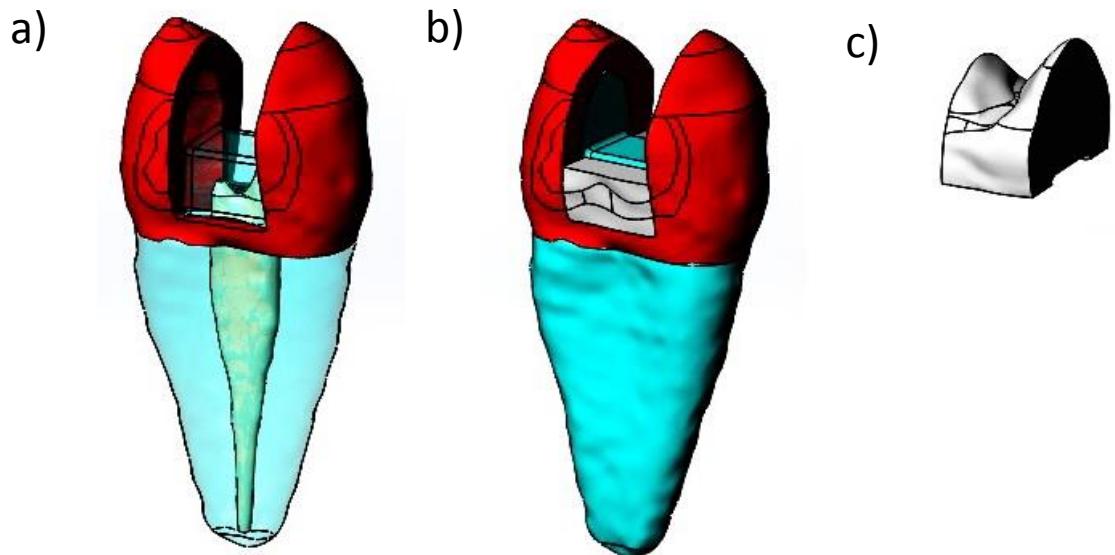
U svakoj grupi simulirana je klinička primena:

- *četiri vrste restaurativnih materijala:*
 - direktan kompozitni ispun (Gradia posterior, GC, Japan) (**CRd**)
 - direktan kompozitni ispun (Gradia posterior, GC, Japan), sa smolom modifikovanim glas-jonomer cementom (Fuji II, GC, Japan) u vidu podloge – otvorena “sendvič” tehnika(**CRd+RMGIC**)
 - indirektan kompozitni ispun (Gradia, GC, Japan), (**CRi**)
 - keramički ispun (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Liechenstein) (**Cer**)
- *tri dizajna preparacije kavite:*
 - bez skraćivanja kvržica (**MOD**)
 - sa skraćivanjem palatalne kvržice 2 mm (**MODP**)
 - sa skraćivanjem palatalne i bukalne kvržice 2 mm (**MODPB**)
- *dve širine istmusa:*
 - 1/2 širine interkuspalnog razmaka
 - 2/3 širine interkuspalnog razmaka

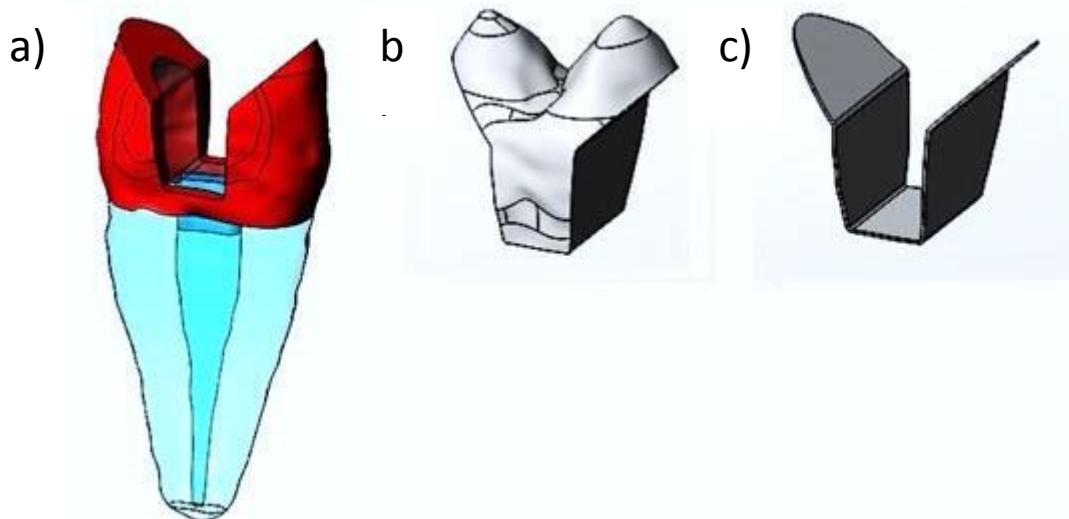
Na modelima I grupe, MOD kavitet je formiran tako da su pulpni i aksijalni zidovi udaljeni minimalno 1 mm od pulpe [132], dok se gingivalni zidovi nalaze 1 mm iznad gledno-cementne granice (sl. 8a) [6, 25, 84, 86].

Na modelima II grupe uklonjeni su pulpni i aksijalni zidovi MOD kavite, a gingivalni zid je postavljen 1 mm iznad gledno-cementne granice. Simulirana je instrumentacija kanala korena zuba #40 ISO Kerr proširivačem (Dentsply Maillefer, Switzerland), sa apikalnom matricom udaljenom 0,5 mm od anatomskega foramina [133]. Obrađeni kanal je potom ispunjen gutaperkom (Dentsply Maillefer, Switzerland), a u ulaz

kanala postavljen je smolom modifikovani glas-jonomer cement (Fuji II, GC, Japan) u sloju od 2 mm (sl. 9a) [7, 12, 17, 32, 121].



Slika 8 a) Model vitalnog premolara sa MOD kavitetom, b) glas-jonomer cement postavljen do nivoa pulpnog zida, c) direktni kompozitni ispun.



Slika 9 a) Model premolara sa endodontski lečenim kanalom korena zuba i MODPB kavitetom, b) indirektni kompozitni ispun, c) cement.

U obe grupe, na modelima za direktne ispune, bukalni i palatalni zidovi kavite su međusobno paralelni (sl. 8a-c). Na modelima za indirektne ispune, navedeni zidovi divergiraju za 6° ka okluzalnoj površini zuba (sl. 9a-b) [6, 21, 48]. Između indirektnog ispuna i zidova kavite postavljen je cement (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Liechenstein) debljine 0,1 mm (sl. 9c) [9, 42, 84]. Svi uglovi između zidova kavite su zaobljeni.

Kod otvorene “sendvič” tehnike, smolom modifikovani glas-jonomer cement je postavljen u sloju od 2 mm. Na modelima I grupe, postavljen je u aproksimalnim delovima MOD kavite, do nivoa pulpnog zida (sl. 8b) [134]. Na modelima II grupe, smolom modifikovani glas-jonomer cement prekriva gingivalne zidove celom širinom kavite.

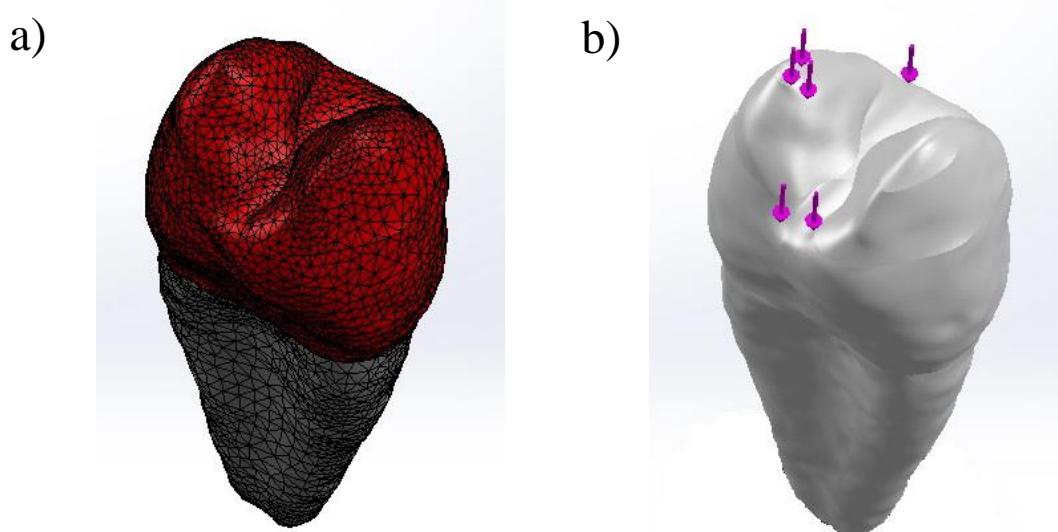
Skraćivanje kvržica sprovedeno je paralelno sa pravcem pružanja unutrašnjih padina bukalne i palatalne kvržice (sl. 9a-c) [26, 51].

4.3 Numerička analiza naponskih stanja primenom metode konačnih elemenata

Za svaki od 48 trodimenzionalnih modela zuba definisana je mreža konačnih elemenata u SolidWorks računarskom programu (sl. 10a). Elementi su oblika krivolinijskog tetraedra sa 10 čvorova (po jedan u svakom uglu elementa i na sredini svake ivice). Testom konvergencije određene su maksimalna (2,3 mm) i minimalna (0,2 mm) veličina elementa, kako bi se obezbedio precizniji matematički proračun. Ukupan broj elemenata iznosio je 120.428-156.850, a čvorova 159.907-244.293. Svi elementi su međusobno bili povezani (eng. *bonded*).

Zubne strukture, periodontalni ligament, alveolarna kost i ispitivani restaurativni materijali su definisani kao homogeni, izotropni i elastični [123, 125, 126]. Njihove

mehaničke osobine su preuzete iz literature (tab. 1). Za granične uslove određena je spoljašnja površina alveolarne kosti, koja je potom fiksirana u svim pravcima.



Slika 10 a) Mreža konačnih elemenata za model intaktnog zuba, b) dizajn opterećenja modela.

Tabela 1 Mehaničke osobine zubnih struktura i ispitivanih restaurativnih materijala I

Materijal	Modul elastičnosti E [Mpa]	Poasonov koeficijent	Reference
Gleđ	84100	0,2	[1, 24]
Dentin	18600	0,31	[1, 24]
Pulpa	2	0,45	[1, 24]
Periodontalni ligament	70	0,45	[1, 24]
Kost-korteks	15000	0,3	[1, 24]
Kost-spongioza	1500	0,3	[1, 24]
Gutaperka	140	0,45	[11, 14, 90]
Glas-jonomer cement (Fuji II, GC, Japan)	10800	0,3	[73, 134, 135]
Kompozit za direktne ispune (Gradia posterior, GC, Japan)	6700	0,22	[111]
Kompozit za indirektne ispune (Gradia, GC, Japan)	50000	0,3	[1, 24, 36]
Keramika (IPS Empress, Ivoclar, Vivadent)	90000	0,3	[1, 36]
Cement (Variolink II, Ivoclar, Vivadent)	6000	0,3	[1, 24, 35, 36, 109, 110]

Da bi simulirali dejstvo mastikatornih sila u položaju maksimalne interkuspacije definisano je statičko aksijalno opterećenje na tri ograničena dela okluzalne površine zuba (vrh palatalne krvžice, mezijalni i distalni marginalni greben) (sl. 10b) [136, 137]. Vrednost rezultujuće sile iznosila je 200N [1, 24].

Primenom statičke linearne analize izvršen je proračun vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama i ispunima.

4.4 Statistička analiza rezultata

Za statističku analizu eksperimentalno dobijenih rezultata korišćen je Opšti linearни model (eng. *General Linear Model*). Analiza je sprovedena na dve grupe modela (MODv i MODe), koji su imali po tri uticajna faktora sa četiri, tri i dva nivoa, respektivno (restaurativni materijal /4/, dizajn preparacije kavite /3/, širina istmusa /2/).

Za utvrđivanje značajnosti uticaja ispitivanih parametara na vrednosti napona primenjena je analiza varijanse (ANOVA), sa pragom značajnosti $p < 0,05$.

Statistička obrada podataka izvršena je u računarskom programu Minitab-v16 (Minitab Inc, USA) koji je licenciran na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu.

5. REZULTATI

5.1 Rezultati numeričke analize naponskih stanja za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom (I grupa)

Maksimalne vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama (gleđ, dentin) i ispunu za modele I grupe prikazani su u tabeli 2.

Tabela 2 Maksimalne vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama (gleđ, dentin) i ispunu za modele vitalnog premolara (I grupa)

Restaurativni materijal	Dizajn preparacije kavite	Širina istmusa	Zub (MPa)		Ispun (MPa)	RMGIC/Cement (Mpa)
			Gleđ	Dentin		
CRd	MODv	1/2	121,5	38,4	124,6	
		2/3	124,9	34,6	134,7	
	MODPv	1/2	102,1	35,8	126,8	
		2/3	108,2	36,1	128,4	
	MODPBv	1/2	105,0	39,6	121,7	
		2/3	114,8	37,4	150,5	
	CRd+RMGIC	1/2	124,5	38,1	121,5	24,4
		2/3	122,8	38,0	113,5	37,0
		1/2	103,8	35,4	128,2	7,9
		2/3	106,7	35,7	146,7	8,3
		1/2	103,0	37,3	150,0	8,0
		2/3	109,2	36,9	140,3	8,6
CRI	MODv	1/2	123,5	36,8	113,3	10,2
		2/3	131,3	35,2	164,4	133,7
	MODPv	1/2	101,5	36,0	133,9	19,0
		2/3	106,9	36,2	121,5	22,4
	MODPBv	1/2	98,1	34,1	120,1	18,9
		2/3	108,3	33,2	120,7	23,8
	Cer	1/2	123,9	36,3	113,4	13,6
		2/3	123,4	34,6	206,8	134,8
		1/2	94,8	35,8	133,9	17,0
		2/3	97,1	35,5	121,3	18,7
		1/2	98,2	33,6	119,6	17,9
		2/3	96,5	33,7	120,7	20,6

Analizom varijanse utvrđena je značajnost uticaja ispitivanih parametara i njihovih interakcija na vrednosti napona u zubnim strukturama (gleđ, dentin) i ispunu za modele I grupe (tab. 3-5), sa pragom značajnosti $\alpha = 0,05$.

Tabela 3 Rezultati analize varijanse za *gleđ*, za modele vitalnog premolara (I grupa)

Source	DF	SS	MS	%TSS	F	p
Restaurativni materijal	3	186,77	62,26	6,46	17,77	0,002
Dizajn preparacije	2	2380,64	1190,32	82,35	339,70	0,000
Širina istmusa	1	105,00	105,00	3,63	29,97	0,002
Restaurativni materijal x Dizajn preparacije	6	124,93	20,82	4,32	5,94	0,024
Restaurativni materijal x Širina istmusa	3	57,47	19,16	1,99	5,47	0,038
Dizajn preparacije x Širina istmusa	2	15,02	7,51	0,52	2,14	0,199
Error	6	21,02	3,50	0,73		
Total	23	2890,85		100		

DF-broj stepeni slobode; SS-suma kvadrata; MS-srednje kvadratno odstupanje; TSS%-procentualni doprinos variabilnosti; F-vrednost=MS između grupa/MS unutar grupa.

Tabela 4 Rezultati analize varijanse za *dentin*, za modele vitalnog premolara (I grupa)

Source	DF	SS	MS	%TSS	F	p
Restaurativni materijal	3	21,08	7,0249	35,01	17,53	0,002
Dizajn preparacije	2	2,88	1,4413	4,78	3,60	0,094
Širina istmusa	1	4,25	4,2504	7,06	10,61	0,017
Restaurativni materijal x Dizajn preparacije	6	23,23	3,8724	38,58	9,66	0,007
Restaurativni materijal x Širina istmusa	3	2,66	0,8849	4,42	2,21	0,188
Dizajn preparacije x Širina istmusa	2	3,71	1,8529	6,16	4,62	0,061
Error	6	2,40	0,4007	3,99		
Total	23	60,21		100		

DF-broj stepeni slobode; SS-suma kvadrata; MS-srednje kvadratno odstupanje; TSS%- procentualni doprinos variabilnosti; F-vrednost=MS između grupa/MS unutar grupa.

Tabela 5 Rezultati analize varijanse za *ispun*, za modele vitalnog premolara (I grupa)

Source	DF	SS	MS	TSS%	F	p
Restaurativni materijal	3	161,1	53,7	1,65	0,10	0,958
Dizajn preparacije	2	209,3	104,6	2,15	0,19	0,829
Širina istmusa	1	1100,3	1100,3	11,29	2,03	0,204
Restaurativni materijal x Dizajn preparacije	6	2834,5	472,4	29,08	0,87	0,564
Restaurativni materijal x Širina istmusa	3	548,6	182,9	5,63	0,34	0,799
Dizajn preparacije x Širina istmusa	2	1643,3	821,6	16,86	1,52	0,293
Error	6	3249,5	541,6	33,34		
Total	23	9746,5		100		

DF-broj stepeni slobode; SS-suma kvadrata; MS-srednje kvadratno odstupanje; TSS%- procentualni doprinos varijabilnosti; F-vrednost=MS između grupe/MS unutar grupe.

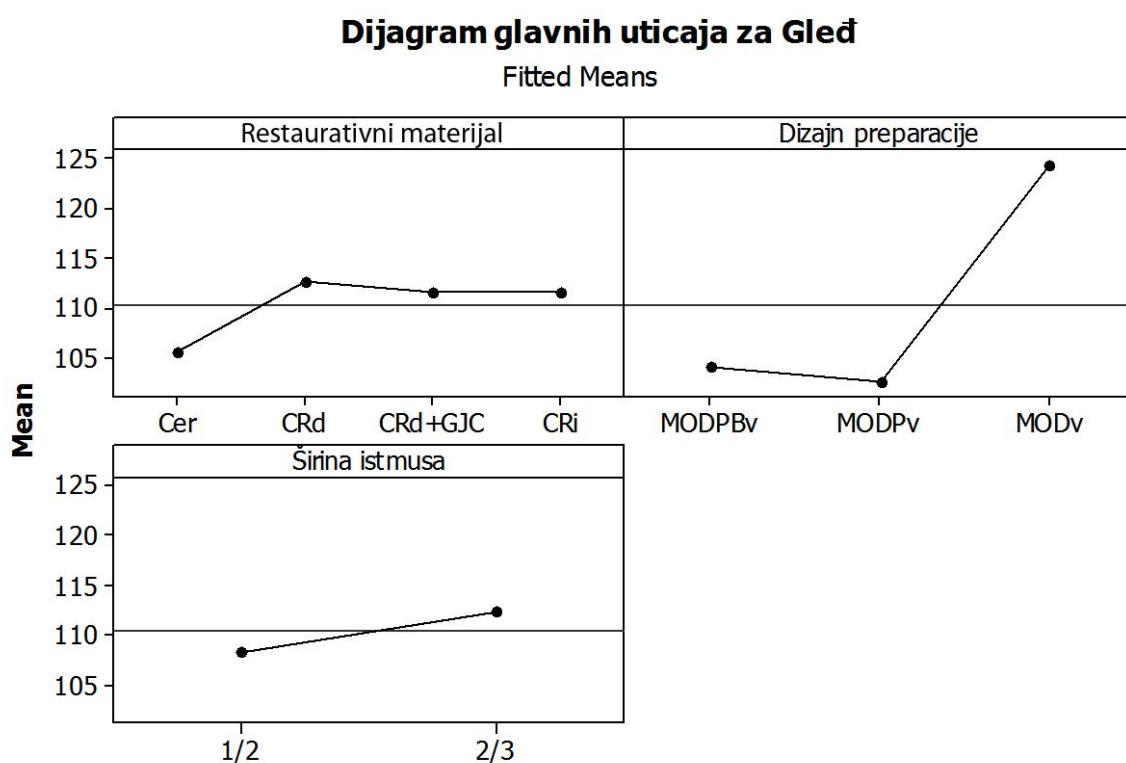
Analizom varijanse za modele vitalnog premolara (I grupa) utvrđeno je da dizajn preparacije kaviteta, restaurativni materijal, interakcija restaurativnog materijala i dizajna preparacije, širina istmusa, kao i interakcija restaurativnog materijala i širine istmusa, navedenim redosledom, značajno utiču na vrednosti napona u gledi (tab. 3). Pri tome, uticaj dizajna preparacije kaviteta (82,35%) je znatno veći u odnosu na ostale posmatrane parametre (1,99-6,46%).

Na vrednosti napona u dentinu, podjednak uticaj pokazali su interakcija restaurativnog materijala i dizajna preparacije kaviteta (38,58%) i restaurativni materijal zasebno (35,01%) (tab. 4). Širina istmusa takođe je imala uticaja na vrednosti napona u dentinu, ali u manjem procentu (7,06%). Dizajn preparacije, interakcija restaurativnog materijala i širine istmusa, kao i interakcija dizajna preparacije i širine istmusa nisu uticali na vrednosti napona u dentinu.

Za razliku od rezultata dobijenih za gleđ i dentin, analizom varijanse je utvrđeno da ne postoji značajnost uticaja nijednog od ispitivanih parametara, kao ni njihovih interakcija na vrednosti napona u ispunu (tab. 5).

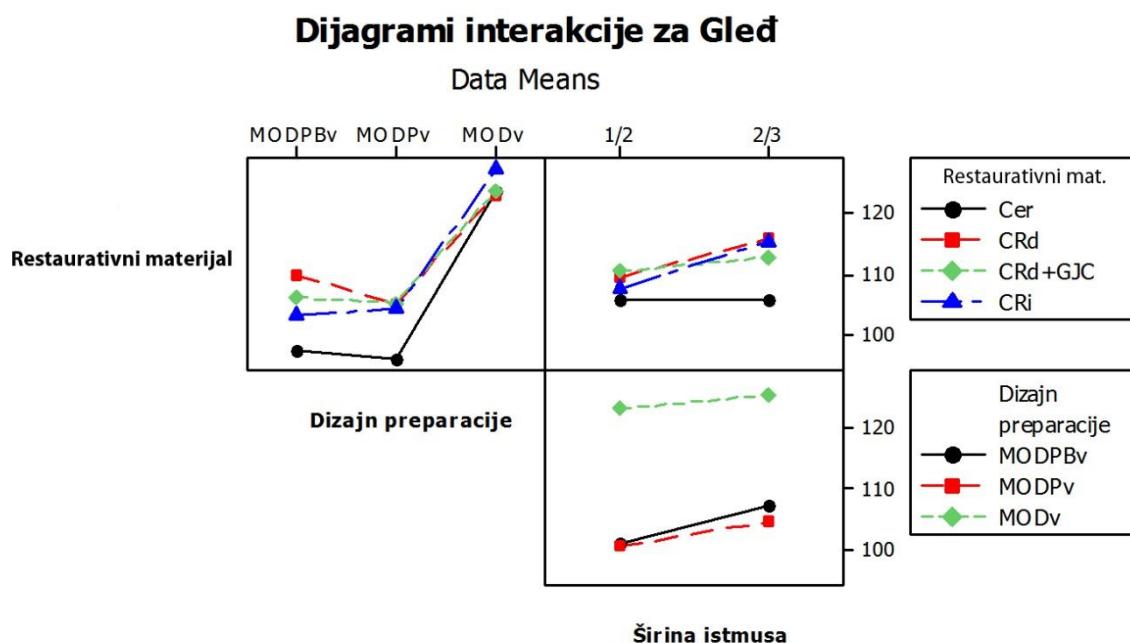
Daljom analizom rezultata za koje je utvrđeno postojanje statističke značajnosti na modelima vitalnog premolara (grupa I), analiziran je pojedinačni uticaj svakog od ispitivanih nivoa za restaurativni materijal, dizajn preparacije kavite i širinu istmusa na vrednosti napona u gleđi i dentinu (graf. 1, 3). Takođe, utvrđen je uticaj međusobne interakcije nivoa na vrednosti napona u gleđi i dentinu (graf. 2, 4).

Dijagram glavnih uticaja za gleđ (graf. 1) pokazuje da je keramički ispun (Cer) doveo do pojave manjih vrednosti napona u gleđi, u odnosu na ostale restaurativne materijale (CRd, CRd+GJC, CRi). Takođe, širina istmusa od 1/2 interkuspelnog razmaka doprinela je pojavi manjih vrednosti napona u poređenju sa širinom istmusa od 2/3 interkuspelnog razmaka. Sa druge strane, MODv dizajn preparacije kavite je uzrokovao pojavu većih vrednosti napona u gleđi, posmatrano u odnosu na MODPv i MODPBv dizajn.



Grafikon 1 Dijagram glavnih uticaja za *gleđ*, za modele vitalnog premolara (grupa I)

Analizom dijagrama interakcije za gled (graf. 2), potvrđeno je da dizajn preparacije kavite sa skraćivanjem kvržica (MODPv, MODPBv), uz širinu istmusa od 1/2 interkuspahnog razmaka i primenu keramičkog ispuna (Cer) doprinosi minimalnim vrednostima napona.



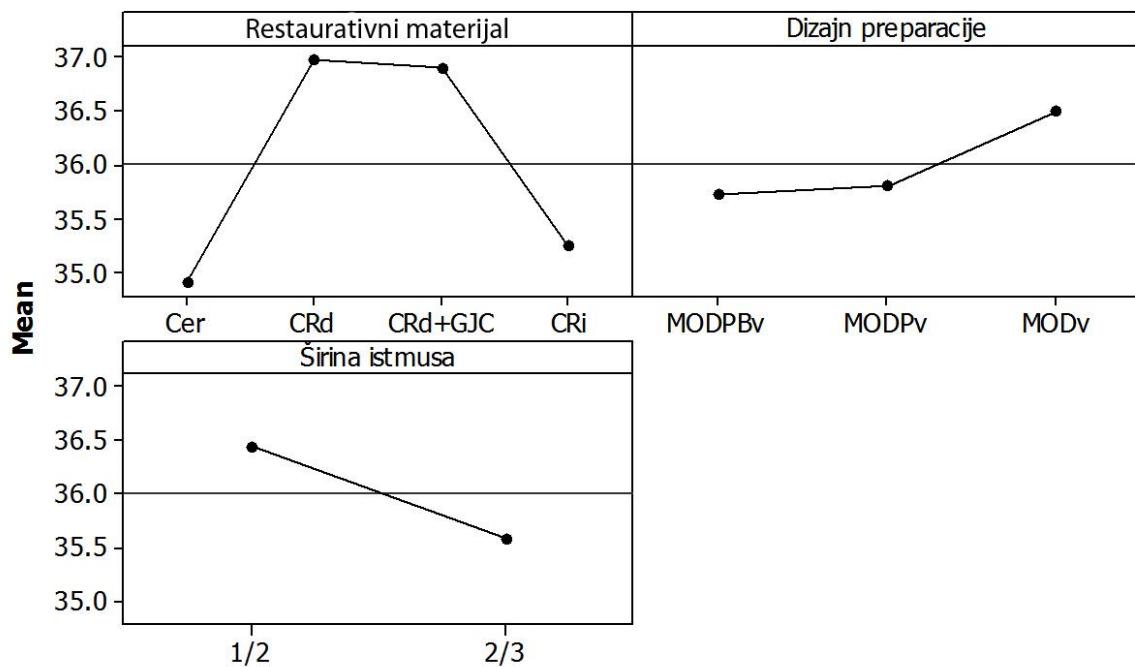
Grafikon 2 Dijagrami interakcije za *gled*, za modele vitalnog premolara (grupa I)

Analizom glavnih uticaja za dentin (graf. 3), utvrđeno je da primena keramičkih i indirektnih kompozitnih ispuna (Cer, CRi) podjednako doprinosi smanjenju vrednosti napona u dentinu; u poređenju sa direktnim ispunima (CRd, CRd+GJC). Isti uticaj utvrđen je za širinu istmusa od 2/3 interkuspahnog razmaka.

Dijagrami interakcije za dentin (graf. 4) pokazali su da u interakciji restaurativnog materijala i dizajna preparacije kavite, kombinacija indirektnih kompozitnih/keramičkih ispuna (CRi/Cer) i MODPBv dizajna preparacije kavite doprinosi manjim vrednostima napona u dentinu.

Dijagram glavnih uticaja za Dentin

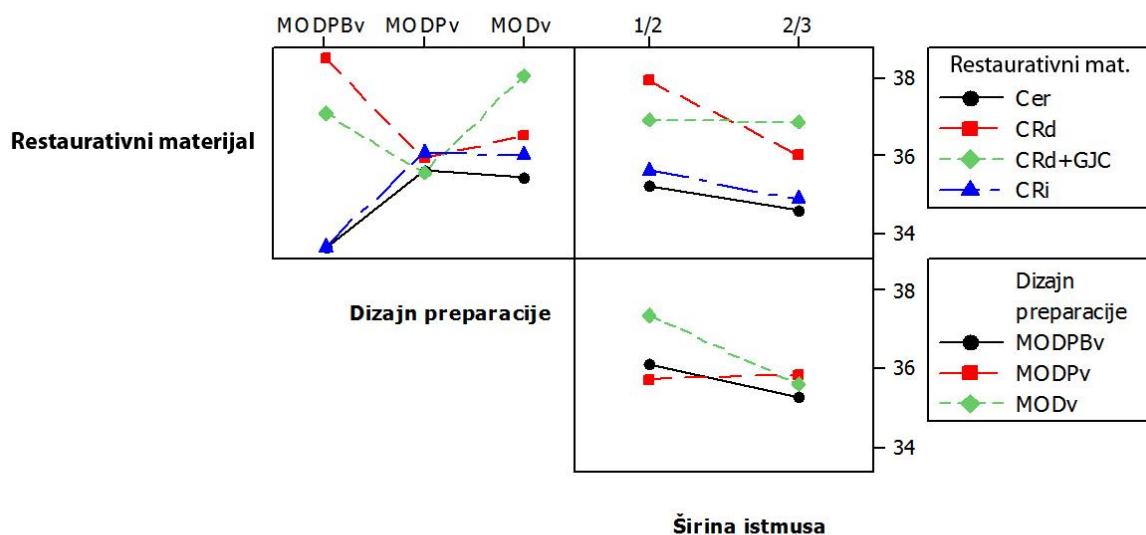
Fitted Means



Grafikon 3 Dijagram glavnih uticaja za *dentin*, za modele vitalnog premolara (grupa I)

Dijagrami interakcije za Dentin

Data Means

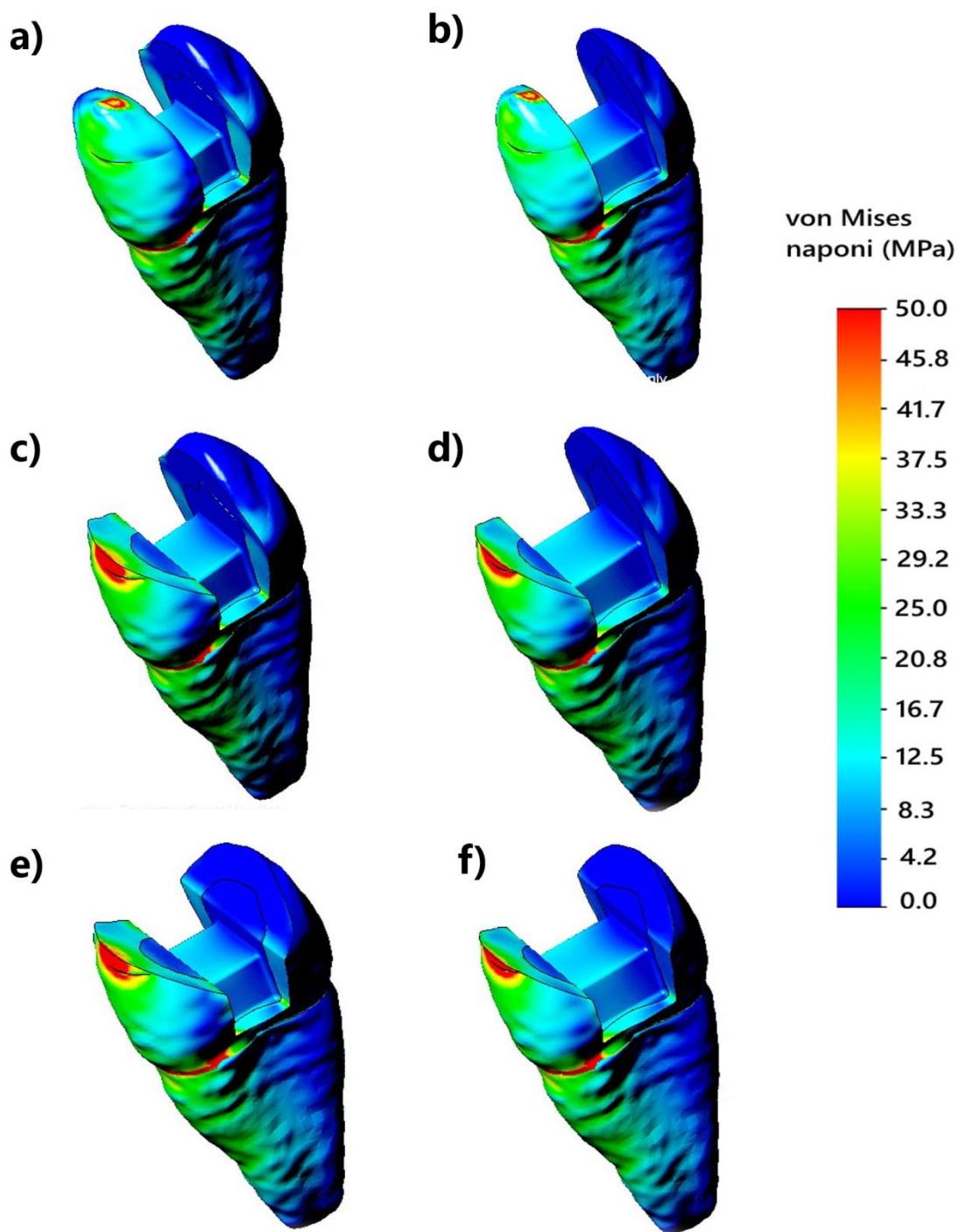


Grafikon 4 Dijagrami interakcije za *dentin*, za modele vitalnog premolara (grupa I)

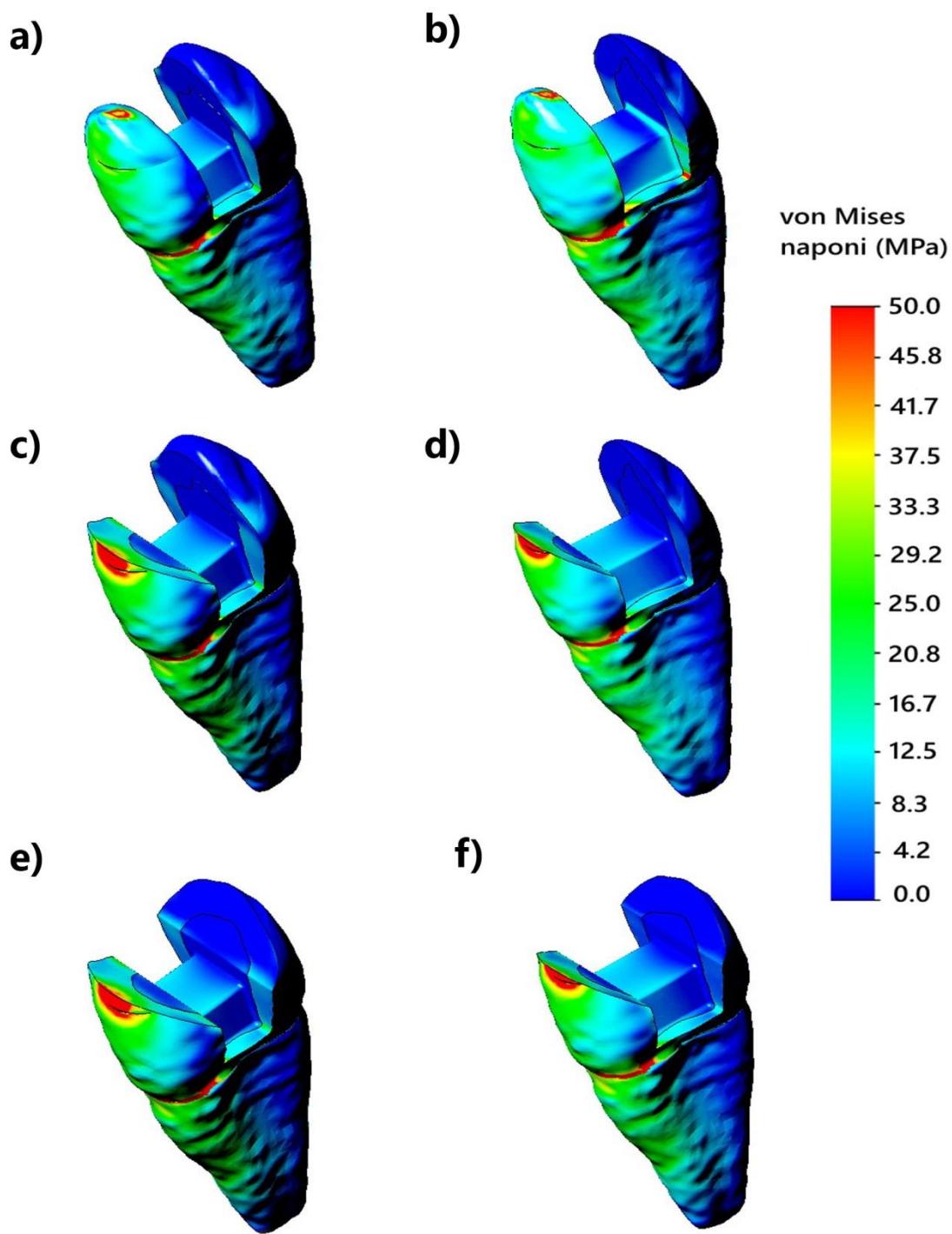
5.2 Distribucija napona na modelima vitalnog premolara sa MOD kavitetom (I grupa)

Distribucija napona u zubnim strukturama modela I grupe prikazana je na slikama 11-14. Nezavisno od širine istmusa, na modelima sa MODv kavitetom, naponi najvećeg intenziteta u gleđi lokalizovani su na palatinalnoj kvržici premolara na mestu opterećenja i u predelu gleđno-cementne granice sa palatinalne strane (sl. 11a,b-14a,b). Na modelima sa MODPv i MODPBv kavetima, restauriranim primenom direktnih ispuna (CRd, CRd+RMGIC), naponi najvećeg intenziteta u gleđi nalaze se u predelu gleđno-cementne granice sa palatinalne strane; kao i na palatinalnom zidu neposredno ispod nivoa skraćene kvržice (sl. 11c-f, sl. 12c-f). Modeli vitalnih premolara restaurirani indirektnim ispunima (CRi, Cer), kod kojih je izvršeno skraćivanje kvržica (MODPv, MODPBv), pokazali su distribuciju napona najvećeg intenziteta u gleđi samo u predelu gleđno-cementne granice sa palatinalne strane (sl. 13c-f, sl. 14c-f). U dentinu, na svim modelima I grupe, naponi najvećeg intenziteta nalaze se u predelu vrata zuba sa palatinalne strane (sl. 11a-f -14a-f).

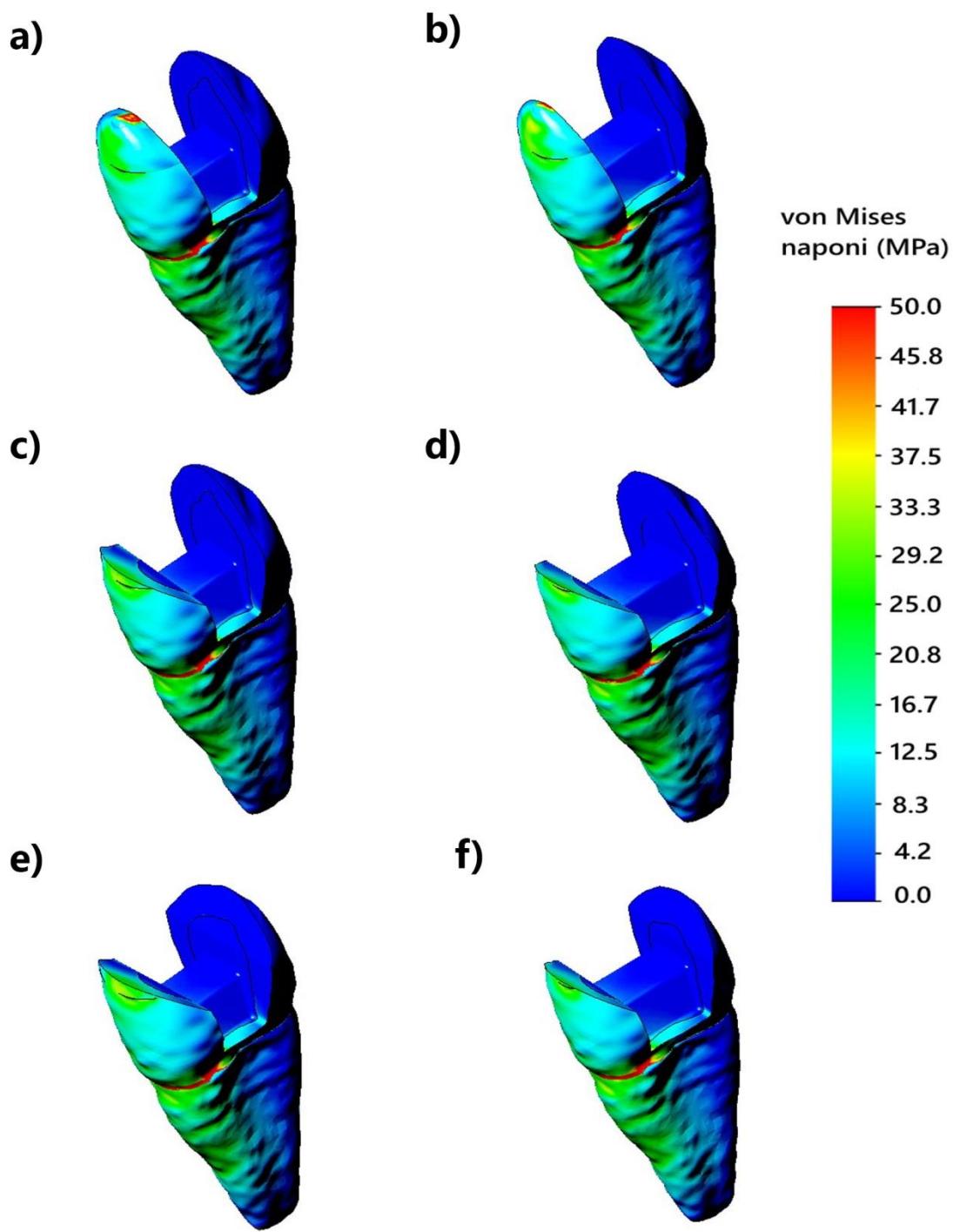
Distribucija napona u ispunu za modele I grupe prikazana je na slikama 15-17 i 19. Na svim modelima vitalnog premolara, maksimalne vrednosti napona u ispunu javljaju se na mestima opterećenja (u projekciji marginalnih bridova i vrha palatinalne kvržice). Na modelima sa indirektnim ispunima (CRi, Cer), u cementu su podjednako raspoređeni naponi manjih vrednosti; osim u slučaju MODv kaviteta sa širinom istmusa od 2/3 interkuspalnog razmaka, gde se javljaju visoke vrednosti napona u projekciji vrha palatinalne kvržice (sl. 18, sl. 20).



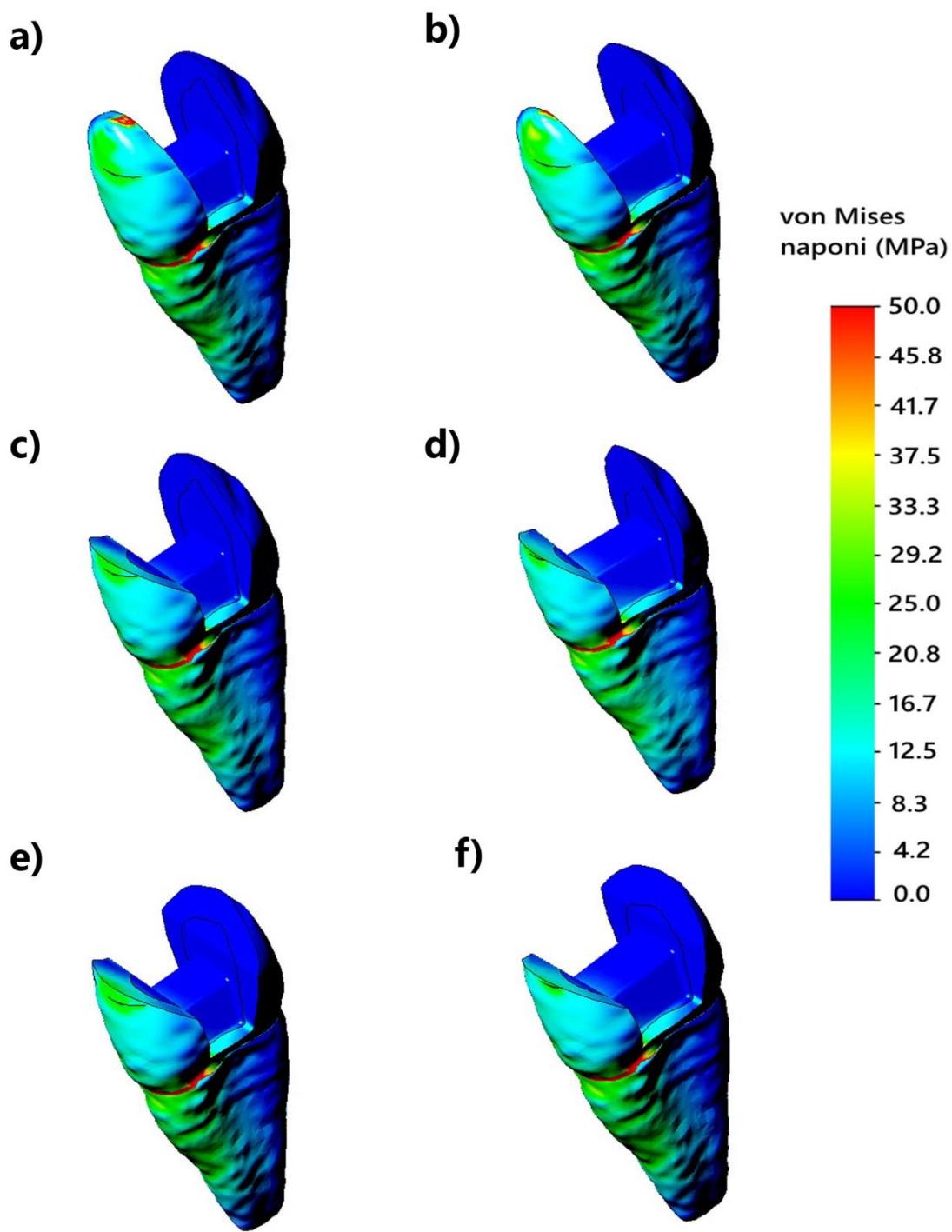
Slika 11 Distribucija von Mises napona u zubnim strukturama, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom direktnog kompozitnog ispuna (CRd): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



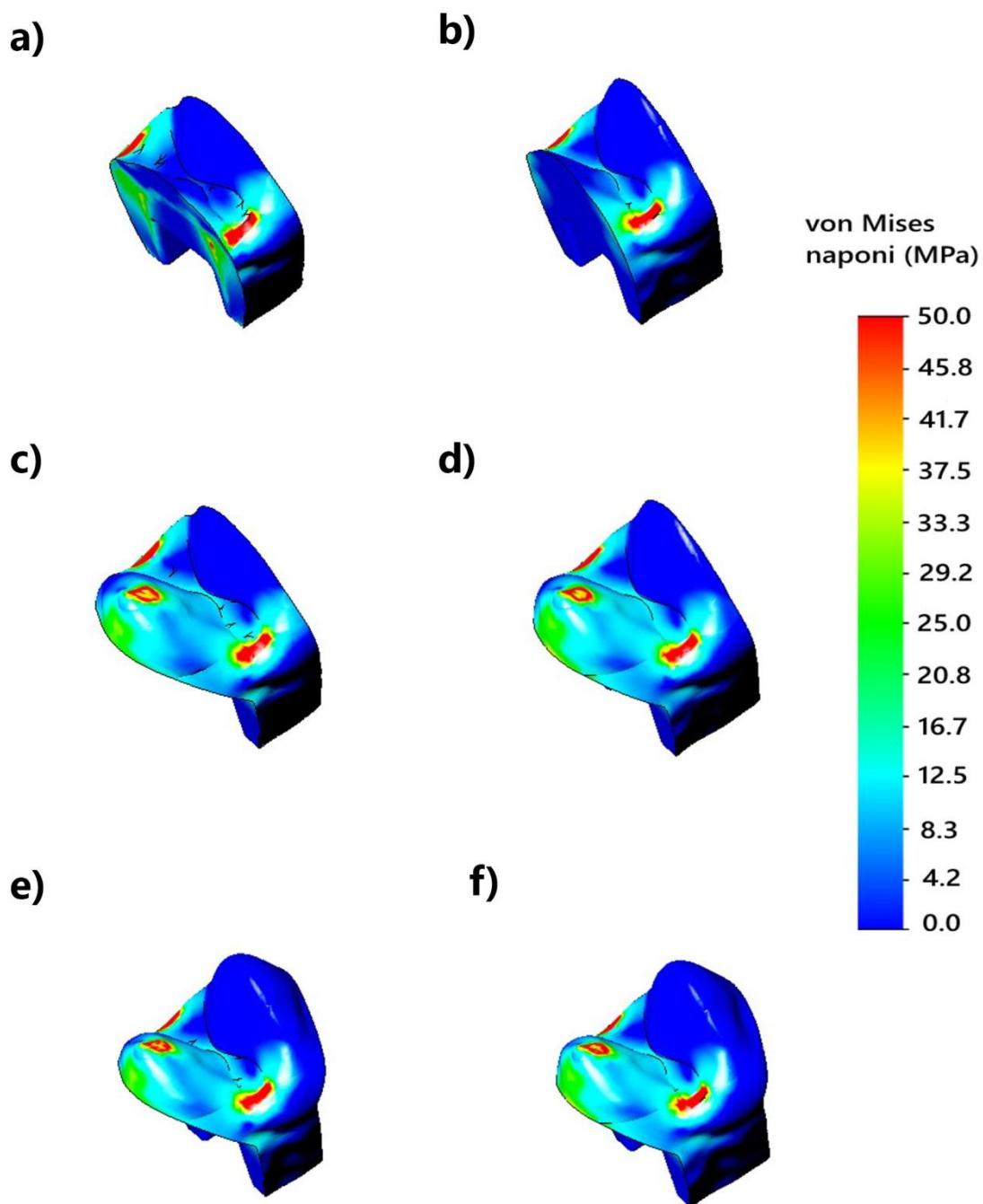
Slika 12 Distribucija von Mises napona u zubnim strukturama, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom otvorene “sendvič” tehnike (CRd+RMGIC): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



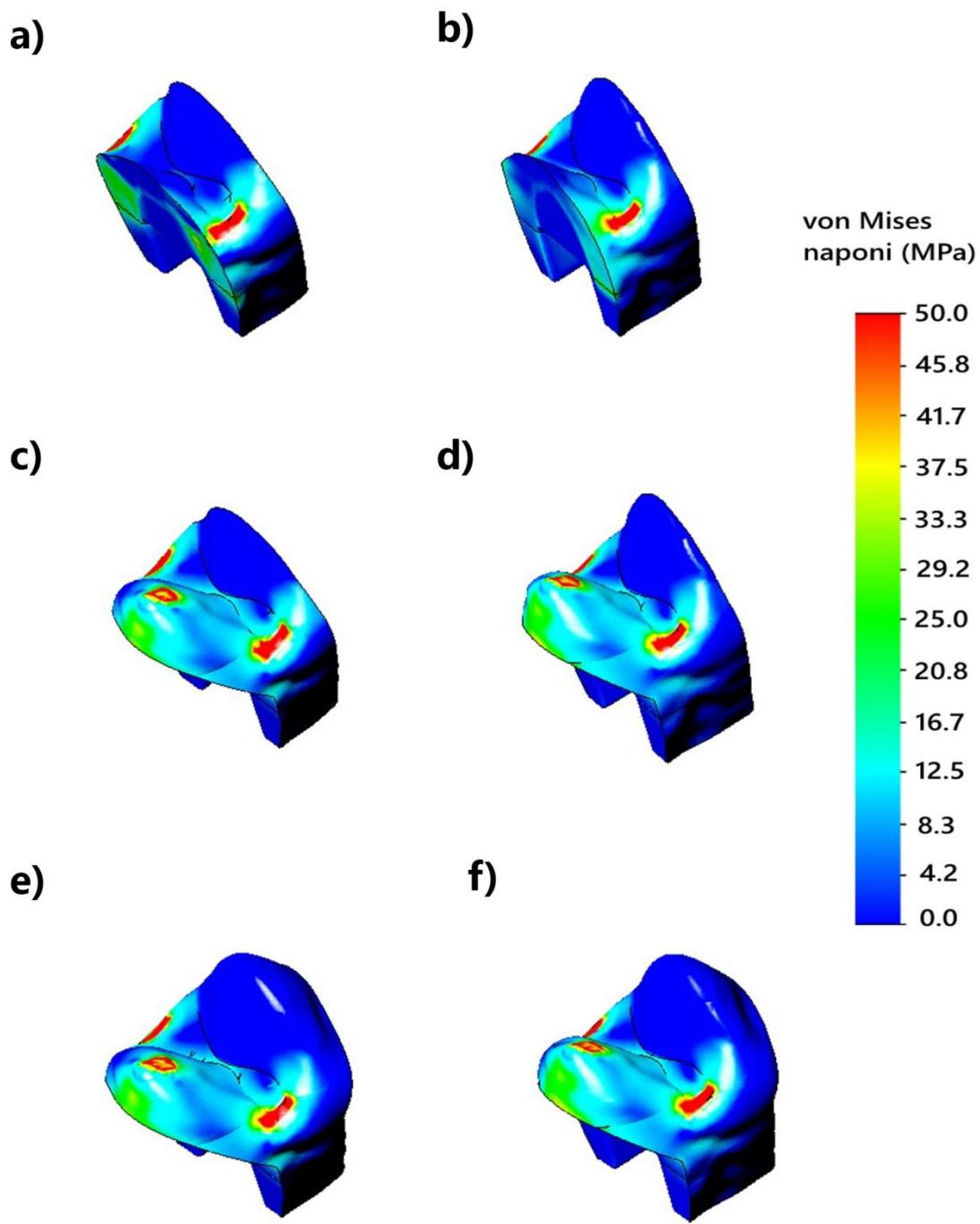
Slika 13 Distribucija von Mises napona u *zubnim strukturama*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom indirektnog kompozitnog ispuna (CRi): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



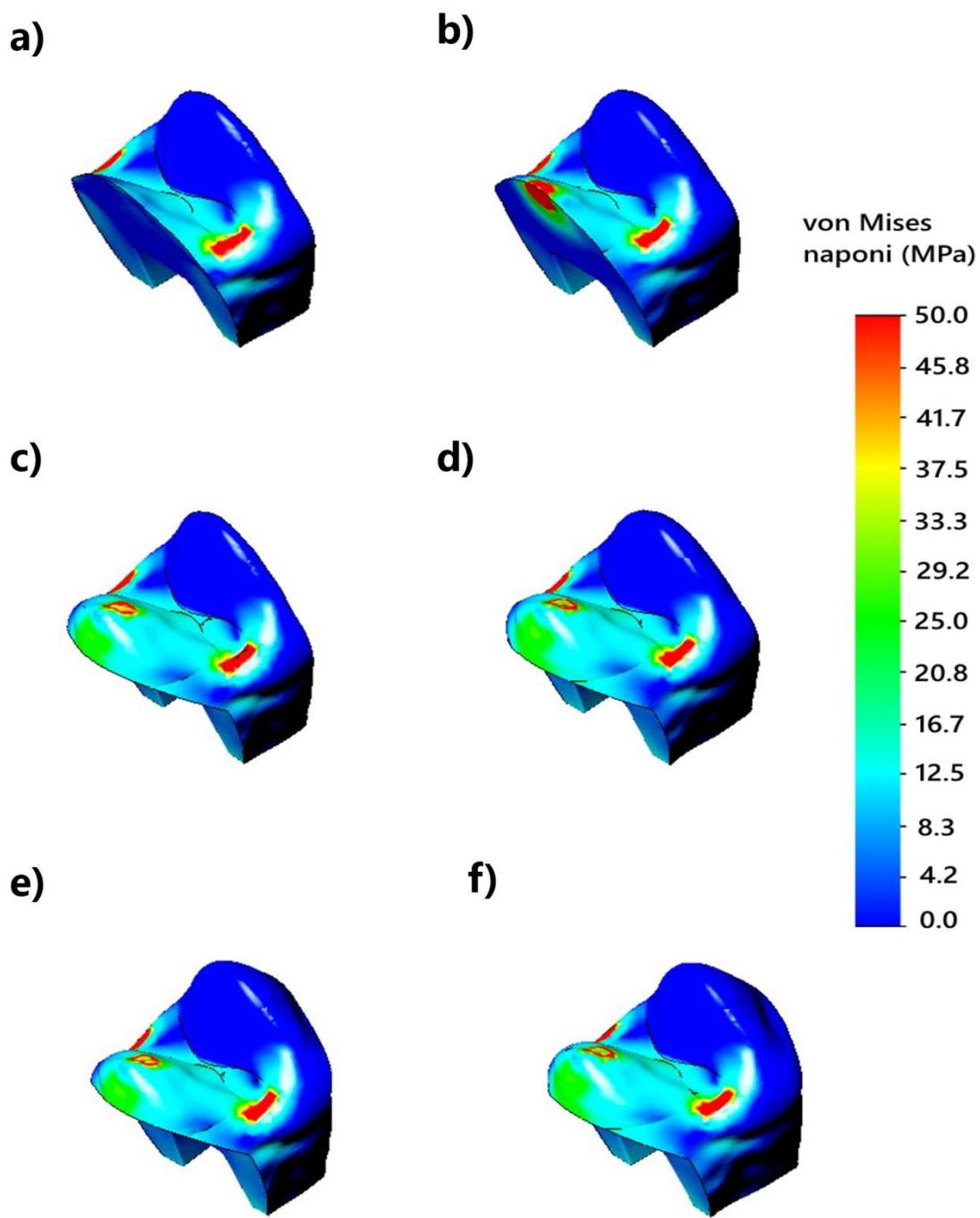
Slika 14 Distribucija von Mises napona u *zubnim strukturama*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom keramičkog ispuna (Cer): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



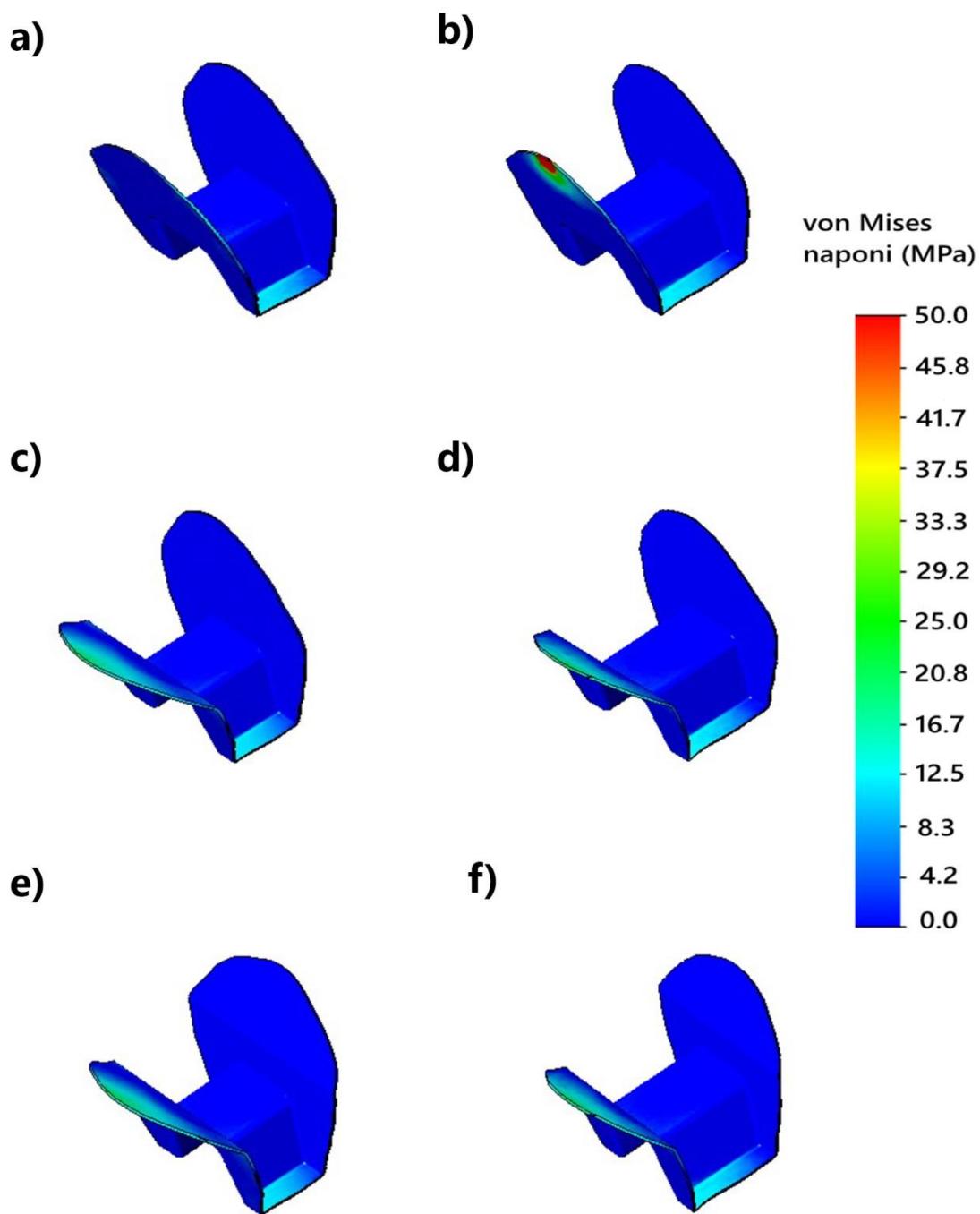
Slika 15 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom direktnog kompozitnog ispuna (CRd): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka.



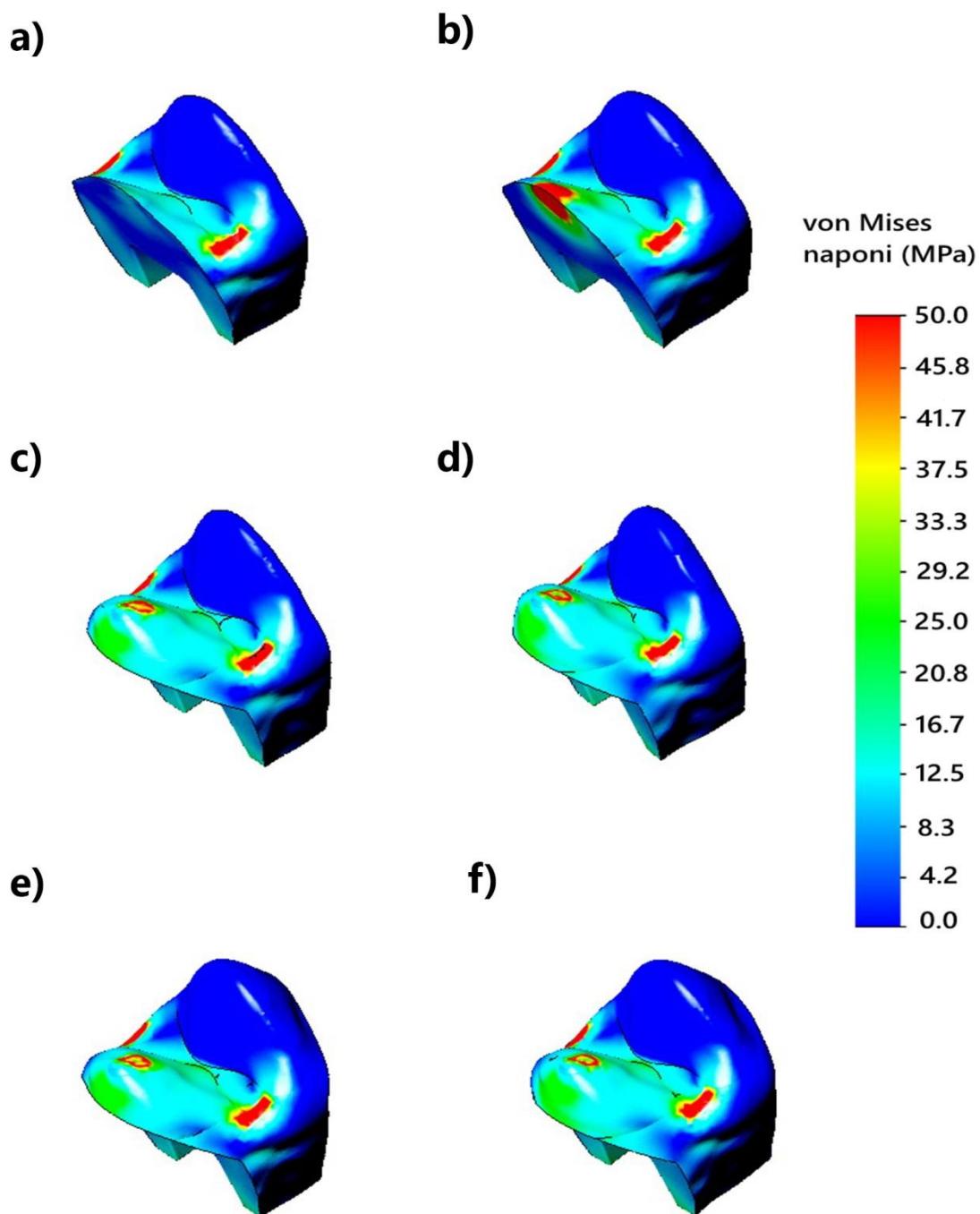
Slika 16 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom otvorene “sendvič” tehnike (CRd+RMGIC): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



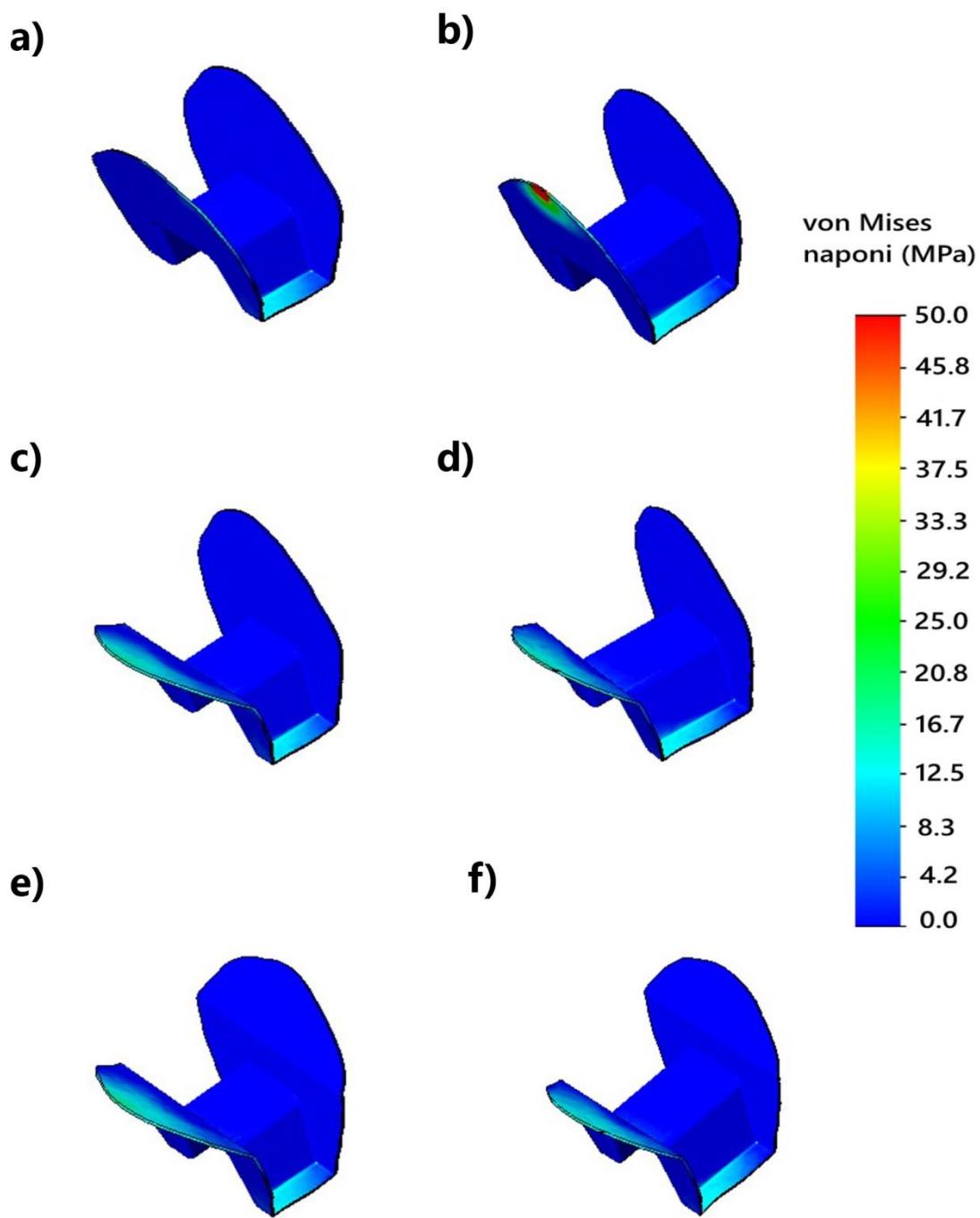
Slika 17 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom indirektnog kompozitnog ispuna (CRI): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



Slika 18 Distribucija von Mises napona u *cementu*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom indirektnog kompozitnog ispuna (CRi): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



Slika 19 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom keramičkog ispuna ([Cer](#)): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



Slika 20 Distribucija von Mises napona u *cementu*, za modele vitalnog premolara sa MOD kavitetom i primenom keramičkog ispuna ([Cer](#)): **a)** MODv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBv, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBv, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.

5.3 Rezultati numeričke analize naponskih stanja za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom (II grupa)

Maksimalne vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama (gleđ, dentin) i ispunu za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa) prikazani su u tabeli 6.

Tabela 6 Maksimalne vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama (gleđ, dentin) i ispunu za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa)

Restaurativni materijal	Dizajn preparacije kaviteta	Širina istmusa	Zub (MPa)		Ispun (MPa)	RMGIC/Cement (MPa)
			Gleđ	Dentin		
CRd	MODe	1/2	126,5	35,7	129,8	
		2/3	125,9	44,4	111,6	
	MODPe	1/2	106,4	36,2	139,0	
		2/3	108,5	37,3	122,7	
	MODPBe	1/2	105,0	38,7	126,2	
		2/3	114,2	38,1	122,4	
	CRd+RMGIC	1/2	119,3	35,8	117,6	7,8
		2/3	120,7	42,8	128,5	17,3
		1/2	104,3	35,8	127,5	8,2
		2/3	106,7	36,6	123,7	8,6
		1/2	104,3	38,3	141,6	8,2
		2/3	110,1	37,1	146,0	8,7
CRi	MODe	1/2	125,7	36,6	146,1	8,8
		2/3	129,4	34,8	160,7	126,3
	MODPe	1/2	97,1	33,2	117,6	18,9
		2/3	96,9	38,8	126,4	22,8
	MODPBe	1/2	100,0	34,2	121,1	19,0
		2/3	100,4	32,7	116,1	24,1
	Cer	1/2	125,9	35,9	135,5	11,0
		2/3	124,8	33,8	205,2	132,4
		1/2	97,1	33,2	117,7	18,9
		2/3	106,1	34,7	128,1	23,2
		1/2	97,1	33,5	119,8	17,6
		2/3	92,7	31,9	116,1	18,8

Analizom varijanse utvrđena je značajnost uticaja ispitivanih parametara i njihovih interakcija na vrednosti napona u zubnim strukturama (gleđ, dentin) i ispunu za modele II grupe (tab. 7-9), sa pragom značajnosti $\alpha = 0,05$.

Tabela 7 Rezultati analize varijanse za *gleđ*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa)

Source	DF	SS	MS	TSS%	F	p
Restaurativni materijal	3	183,47	61,16	5,86	4,74	0,050
Dizajn preparacije	2	2544,83	1272,41	81,28	98,65	0,000
Širina istmusa	1	31,97	31,97	1,02	2,48	0,166
Restaurativni materijal x Dizajn preparacije	6	279,47	46,58	8,93	3,61	0,072
Restaurativni materijal x Širina istmusa	3	7,05	2,35	0,23	0,18	0,905
Dizajn preparacije x Širina istmusa	2	6,71	3,36	0,21	0,26	0,779
Error	6	77,39	12,90	2,47		
Total	23	3130,89		100		

DF-broj stepeni slobode; SS-suma kvadrata; MS-srednje kvadratno odstupanje; TSS%- procentualni doprinos variabilnosti; F-vrednost=MS između grupa/MS unutar grupa.

Tabela 8 Rezultati analize varijanse za *dentin*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa)

Source	DF	SS	MS	TSS%	F	p
Restaurativni materijal	3	84,62	28,206	41,33	3,83	0,076
Dizajn preparacije	2	17,99	8,995	8,79	1,22	0,359
Širina istmusa	1	10,53	10,534	5,14	1,43	0,277
Restaurativni materijal x Dizajn preparacije	6	14,95	2,491	7,30	0,34	0,893
Restaurativni materijal x Širina istmusa	3	12,52	4,174	6,11	0,57	0,657
Dizajn preparacije x Širina istmusa	2	20,00	9,999	9,77	1,36	0,326
Error	6	44,15	7,359	21,56		
Total	23	204,76		100		

DF-broj stepeni slobode; SS-suma kvadrata; MS-srednje kvadratno odstupanje; TSS%- procentualni doprinos variabilnosti; F-vrednost=MS između grupa/MS unutar grupa.

Tabela 9 Rezultati analize varijanse za *ispun*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa)

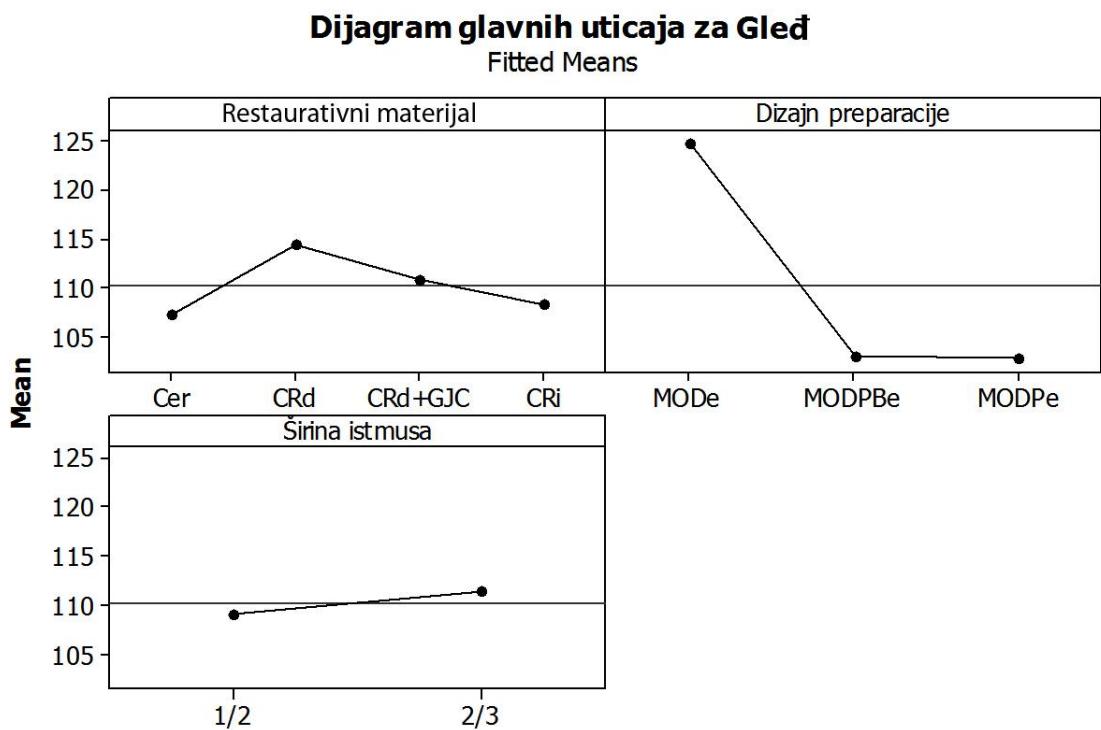
Source	DF	SS	MS	TSS%	F	p
Restaurativni materijal	3	417,4	139,1	4,70	0,71	0,581
Dizajn preparacije	2	1389,5	694,7	15,64	3,54	0,096
Širina istmusa	1	192,7	192,7	2,17	0,98	0,360
Restaurativni materijal x Dizajn preparacije	6	4048,9	674,8	45,57	3,44	0,079
Restaurativni materijal x Širina istmusa	3	1103,1	367,7	12,41	1,87	0,235
Dizajn preparacije x Širina istmusa	2	556,8	278,4	6,26	1,42	0,313
Error	6	1177,2	196,2	13,25		
Total	23	8885,5		100		

DF-broj stepeni slobode; SS-suma kvadrata; MS-srednje kvadratno odstupanje; TSS%- procentualni doprinos varijabilnosti; F-vrednost=MS između grupa/MS unutar grupa.

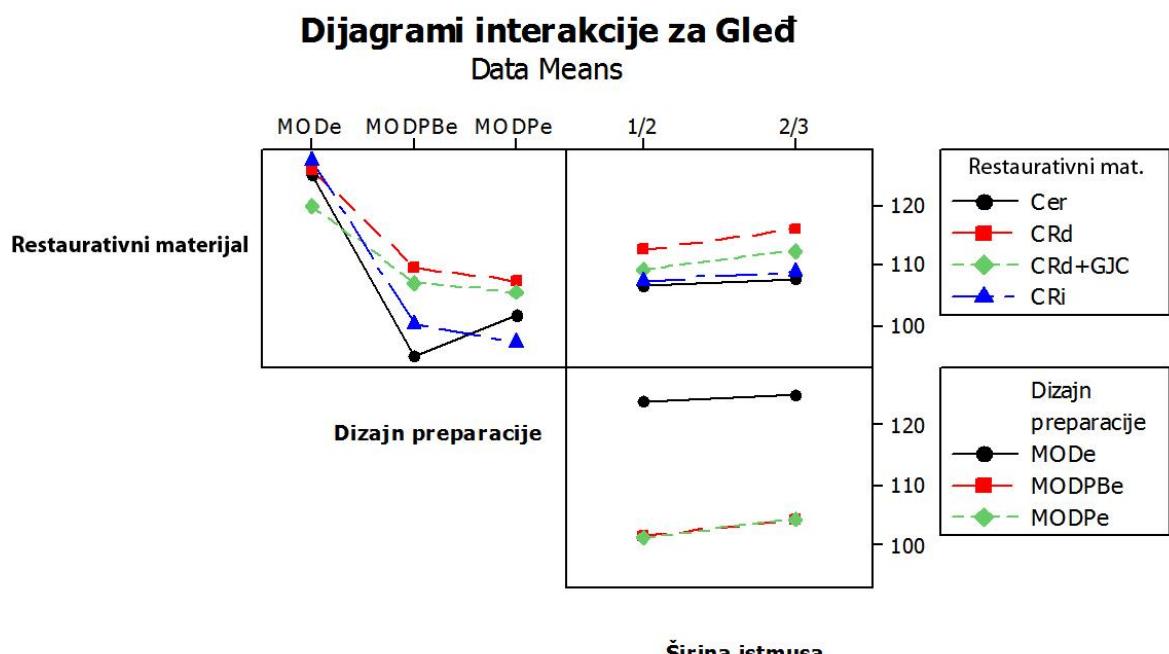
Analizom varijanse za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena utvrđeno je da samo dizajn preparacije kavite i restaurativni materijal imaju statistički značajan uticaj na vrednosti napona u gledi (tab. 7). Pri tome je uticaj dizajna preparacije kavite značajno veći (81,28%) od uticaja restaurativnog materijala (5,86%). Širina istmusa, kao i interakcije posmatranih parametara nisu imali uticaja na vrednosti napona u gledi.

Pri ispitivanju značajnosti uticaja restaurativnog materijala, dizajna preparacije kavite i širine istmusa na vrednosti napona u dentinu (tab. 8); odnosno ispunu (tab. 9), analizom varijanse nije utvrđen značajan uticaj nijednog od ispitivanih parametara, kao ni njihovih interakcija.

Daljom analizom rezultata za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena, utvrđen je pojedinačni uticaj svakog od ispitivanih nivoa za restaurativni materijal i dizajn preparacije kavite, na vrednosti napona u gledi (graf. 5); kao i njihova međusobna interakcija (graf. 6).



Grafikon 5 Dijagram glavnih uticaja za *gleđ*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa)



Grafikon 6 Dijagrami interakcije za *gleđ*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa)

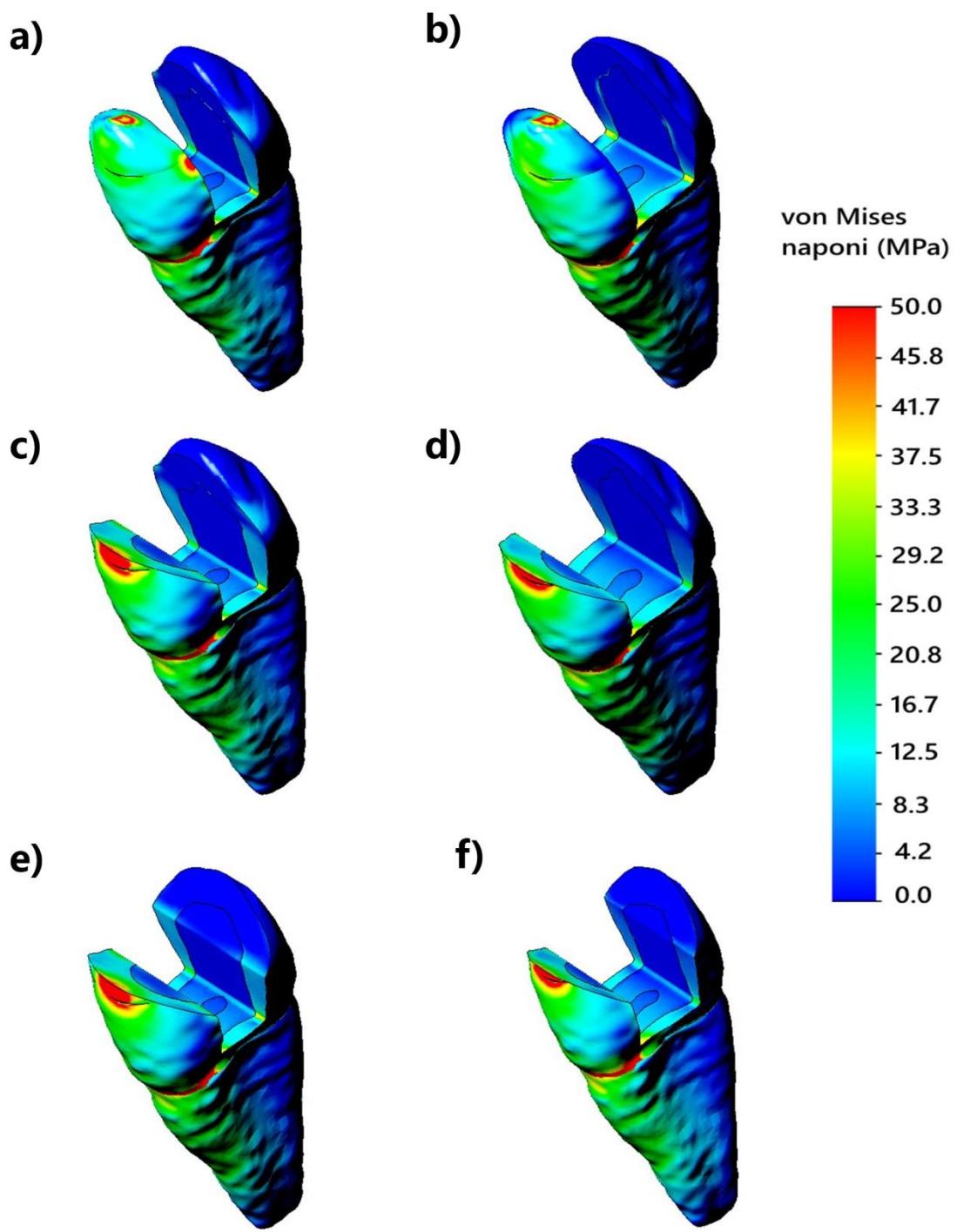
Analizom glavnih uticaja za gleđ (graf. 5), utvrđeno je da razlika između ispitivanih nivoa postoji samo za faktor dizajn preparacije kaviteta. Za ovaj parametar utvrđeno je da uključivanje kvržica u dizajn preparacije kaviteta (MODPe, MODPBe) značajno doprinosi smanjenju vrednosti napona u gleđi. Za restaurativni materijal nije utvrđena razlika između pojedinačnih nivoa.

Analizom uticaja međusobne interakcije ispitivanih nivoa na vrednosti napona u gleđi (graf. 6), utvrđeno je da primena keramičkog ispuna (Cer), uz dizajn preparacije kaviteta sa skraćivanjem obe kvržice (MODPBe), doprinosi minimalnim vrednostima napona u gleđi.

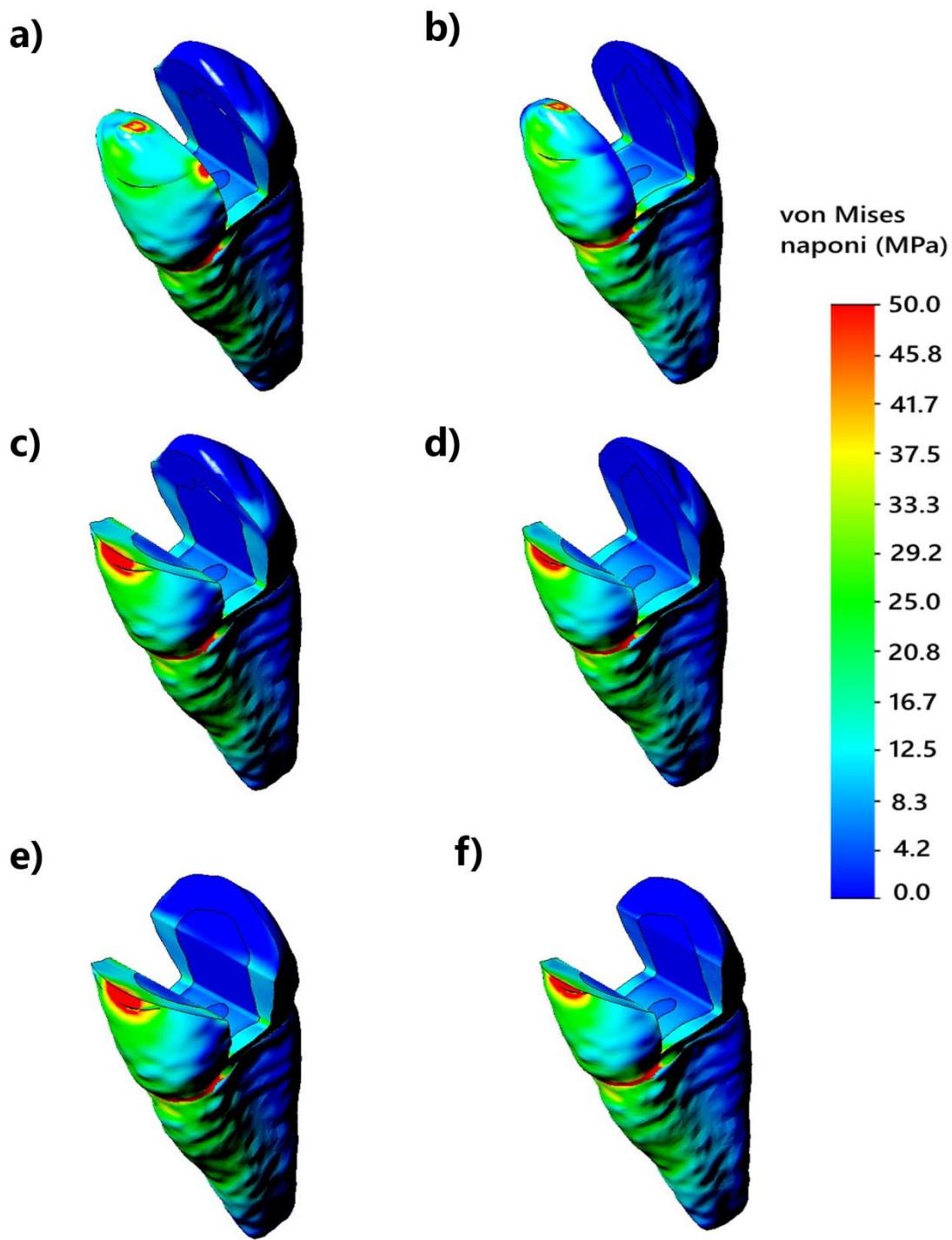
5.4 Distribucija napona na modelima premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom (II grupa)

Distribucija napona u zubnim strukturama modela II grupe prikazana je na slikama 21-24. Nezavisno od širine istmusa, na modelima premolara sa MODe kavitetom, naponi najvećih vrednosti u gleđi lokalizovani su na palatinalnoj kvržici premolara na mestu opterećenja i u predelu gleđno-cementne granice sa palatinalne strane (sl. 21a,b-24a,b). Na modelima sa MODPe i MODPBe kavitetima, restauriranim primenom direktnih ispunica (CRd, CRd+RMGIC), naponi najvećeg intenziteta u gleđi se nalaze u predelu gleđno-cementne granice sa palatinalne strane; kao na palatinalnom zidu neposredno ispod nivoa skraćene kvržice (sl. 21c-f, sl. 22c-f). Modeli premolara restaurirani indirektnim ispunama (CRi, Cer), kod kojih je izvršeno skraćivanje kvržica (MODPe, MODPBe), pokazali su distribuciju napona najvećeg intenziteta u gleđi samo u predelu gleđno-cementne granice sa palatinalne strane (sl. 23c-f, sl. 24c-f). U dentinu, na svim modelima premolara sa endodontski lečenim kanalom korena, naponi najvećeg intenziteta nalaze se u predelu vrata zuba sa palatinalne strane (sl. 21a-f -24a-f).

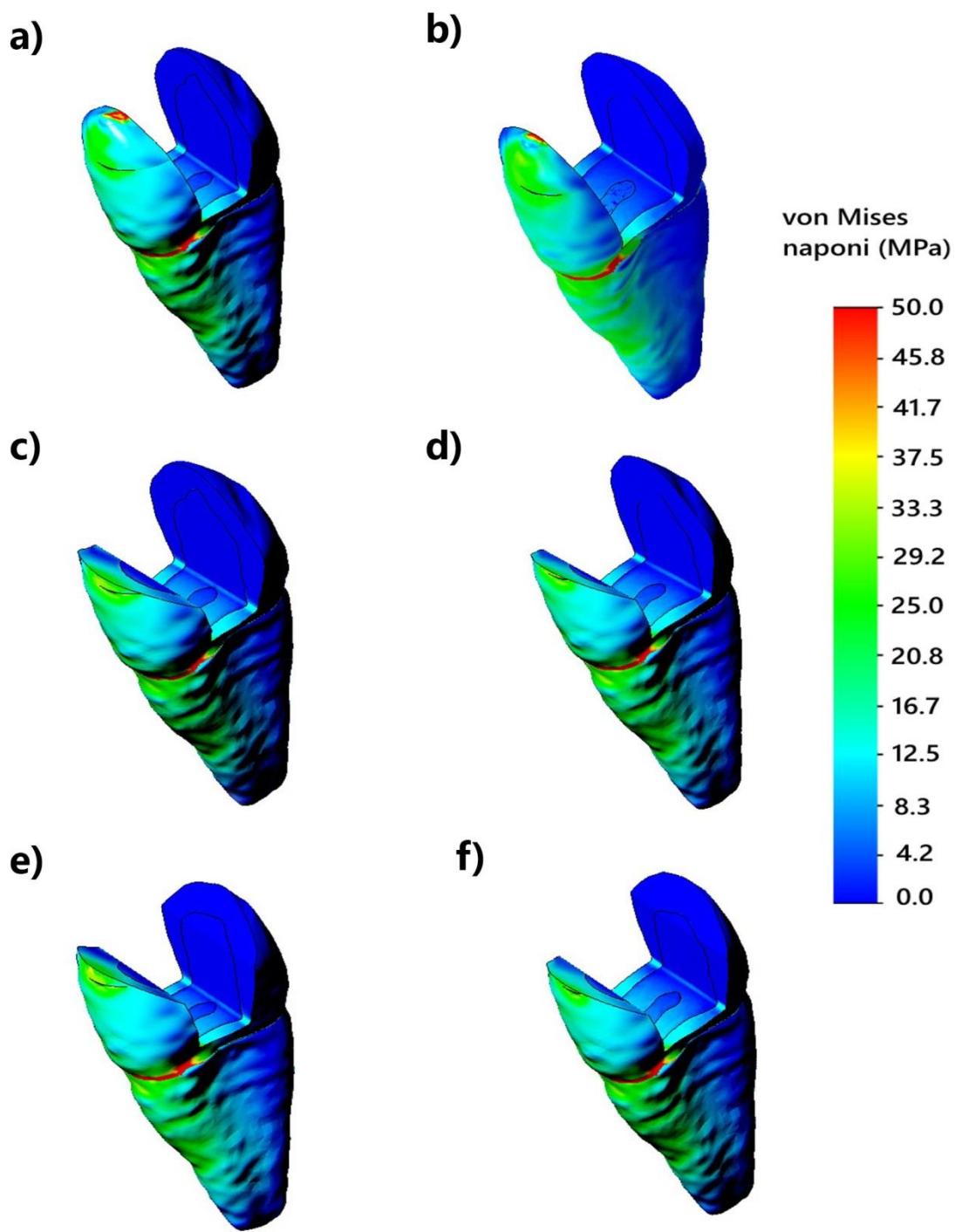
Distribucija napona u ispunu za modele II grupe prikazana je na slikama 25-27 i 29. Na svim modelima, maksimalne vrednosti napona u ispunu javljaju se na mestima opterećenja (u projekciji marginalnih bridova i vrha palatinalne kvržice). Na modelima sa indirektnim ispunama (CRi, Cer), u cementu su podjednako raspoređeni naponi niskih vrednosti; osim u slučaju MODe kaviteta sa širinom istmusa od 2/3 interkuspalnog razmaka, gde se javljaju visoke vrednosti napona u projekciji vrha palatinalne kvržice (sl. 28, sl. 30).



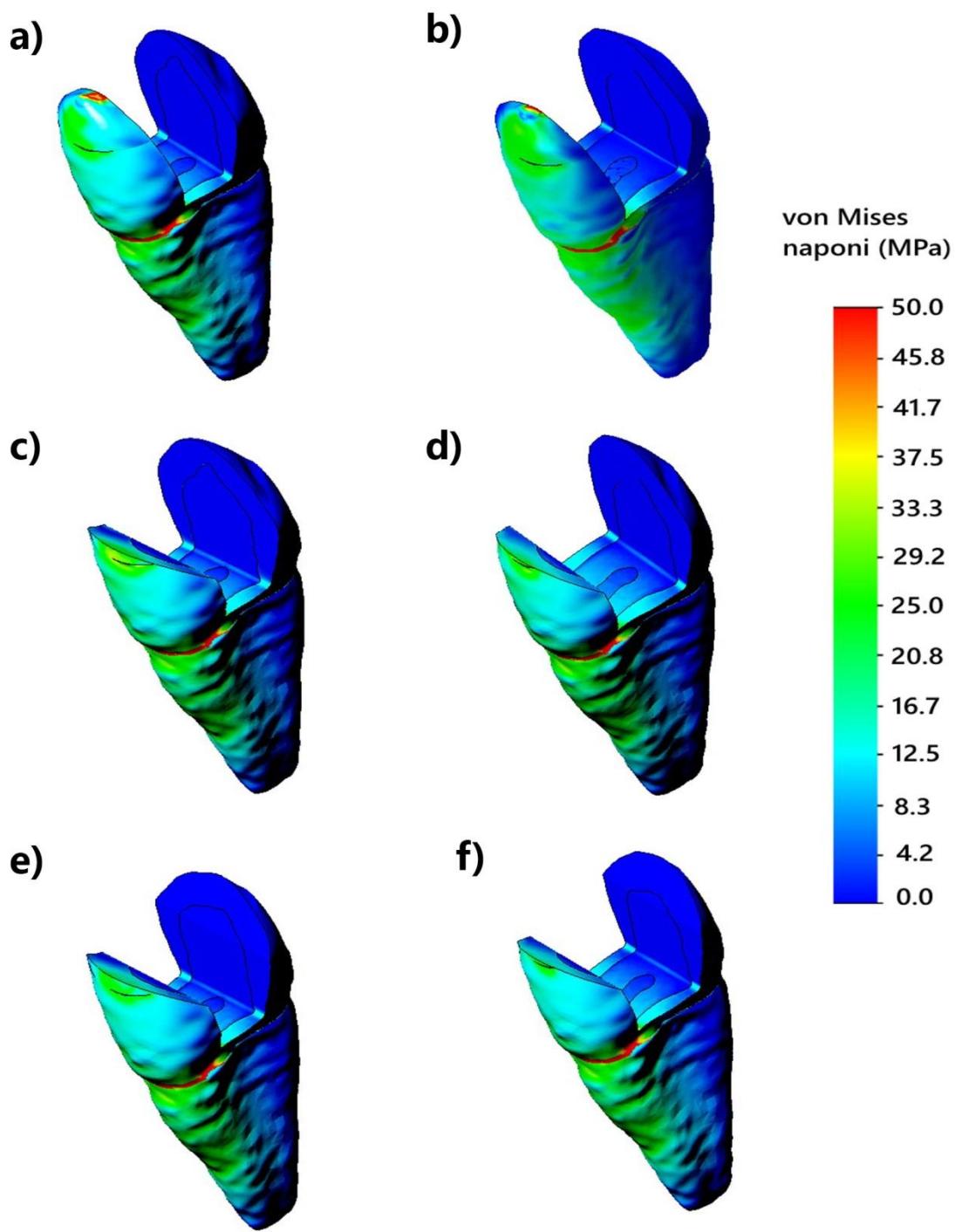
Slika 21 Distribucija von Mises napona u *zubnim strukturama*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom direktnog kompozitnog ispuna (CRd): **a)** MODe, širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka.



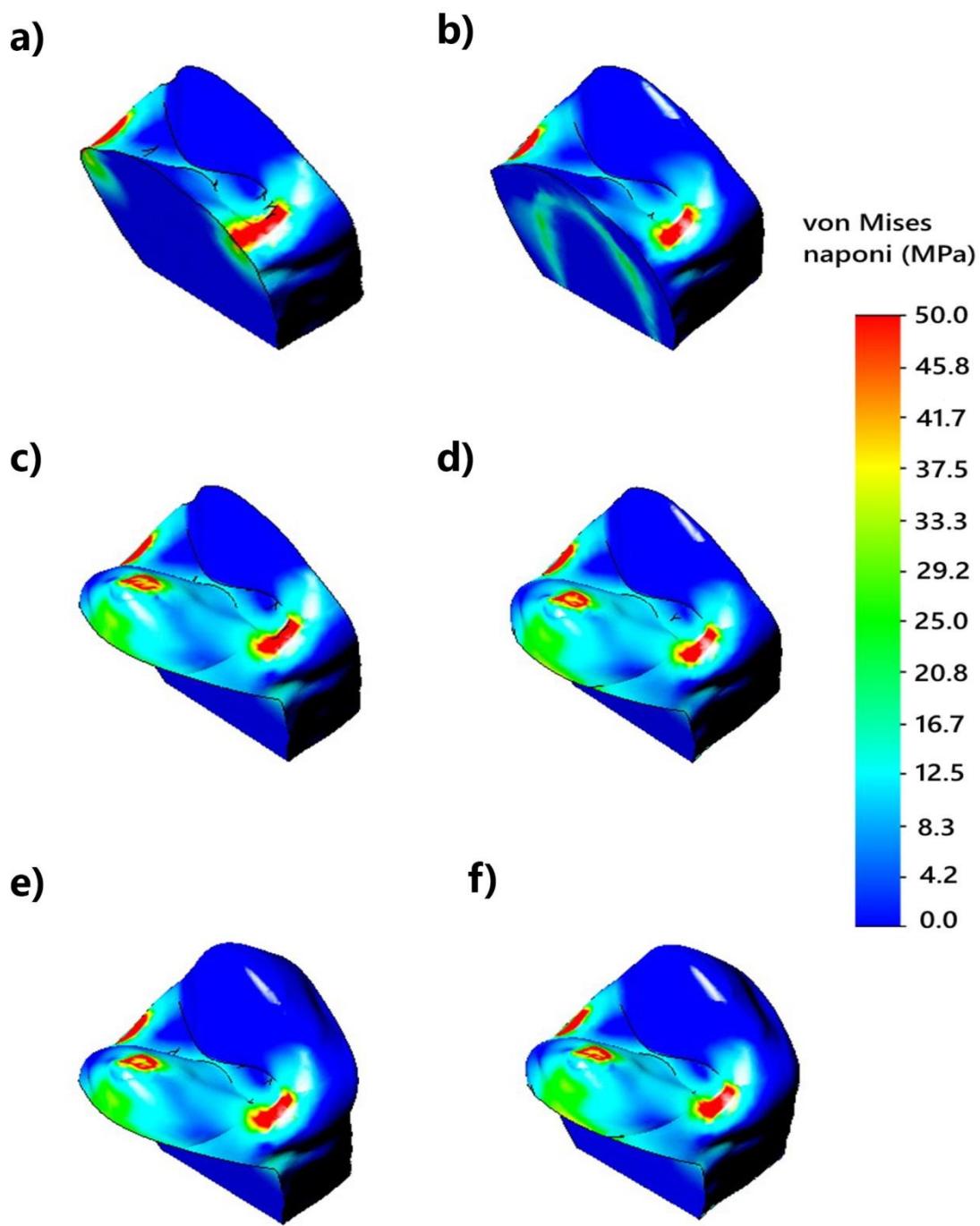
Slika 22 Distribucija von Mises napona u *zubnim strukturama*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom otvorene “sendvič” tehnike (CRd+RMGIC): **a)** MODE, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **b)** MODE, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka.



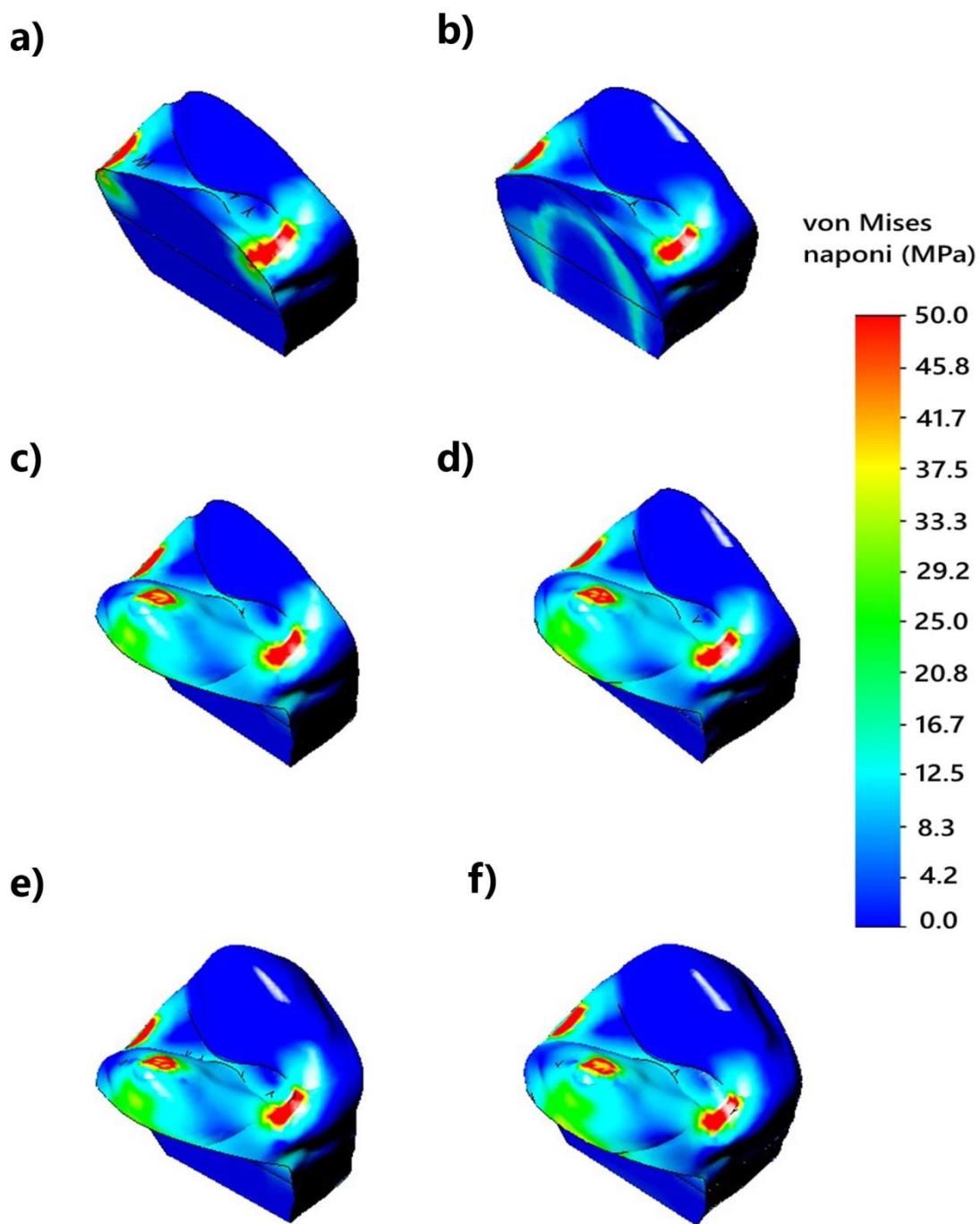
Slika 23 Distribucija von Mises napona u *zubnim strukturama*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom indirektnog kompozitnog ispuna (CRi): **a)** MODe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



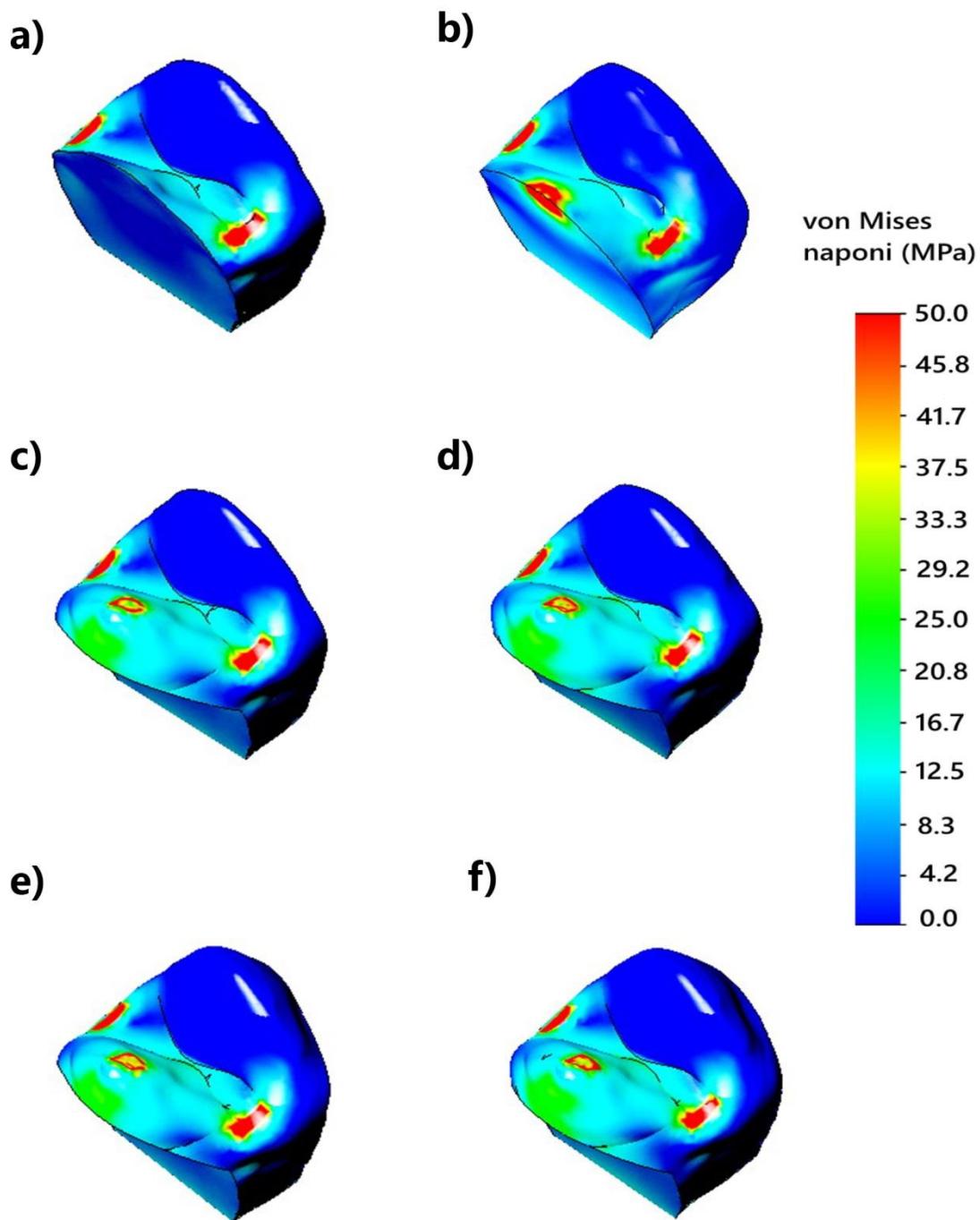
Slika 24 Distribucija von Mises napona u *zubnim strukturama*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom keramičkog ispuna ([Cer](#)):
a) MODe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka.



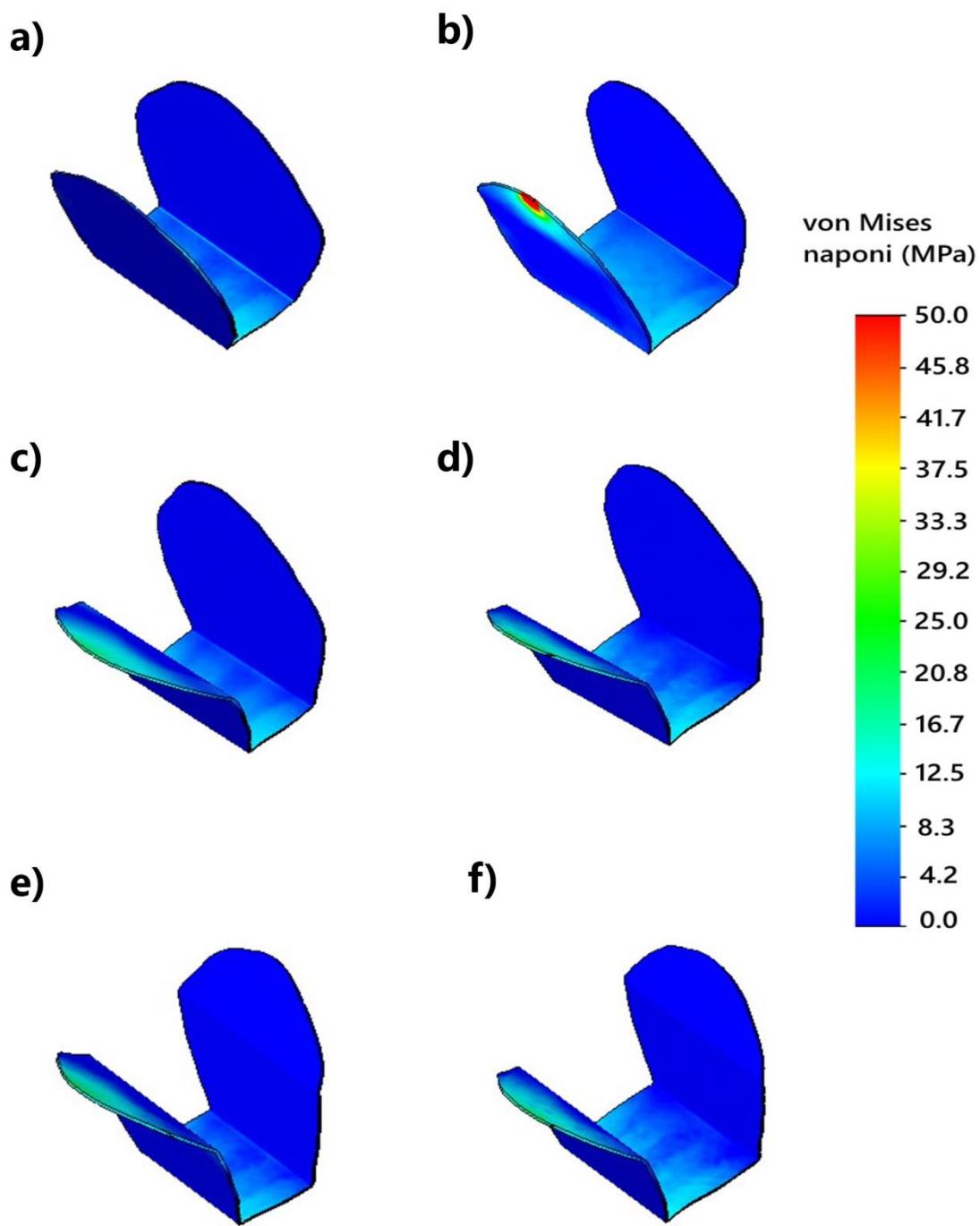
Slika 25 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom direktnog kompozitnog ispuna (CRd): **a)** MODe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



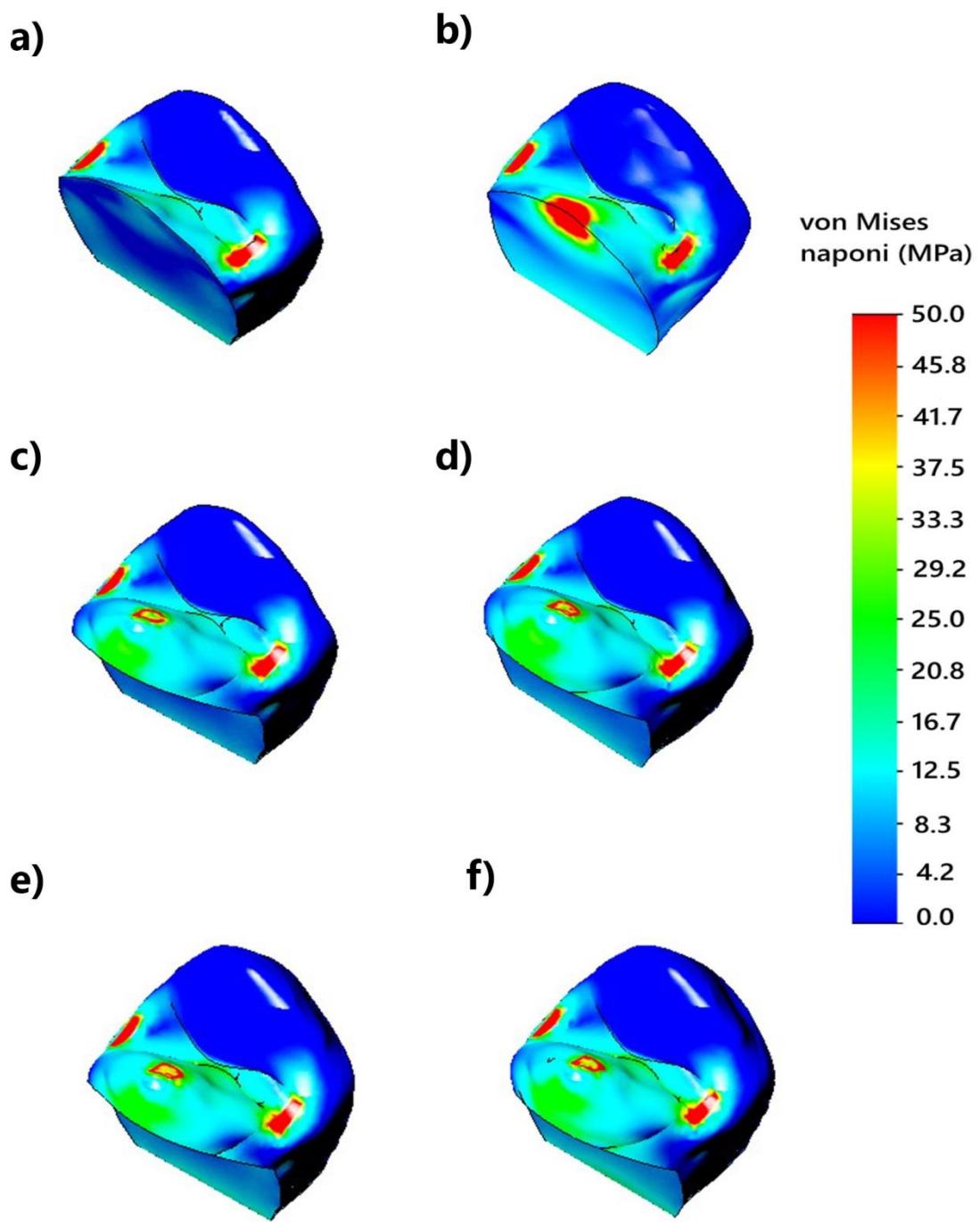
Slika 26 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom otvorene “sendvič” tehnike (CRd+RMGIC): **a)** MODe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



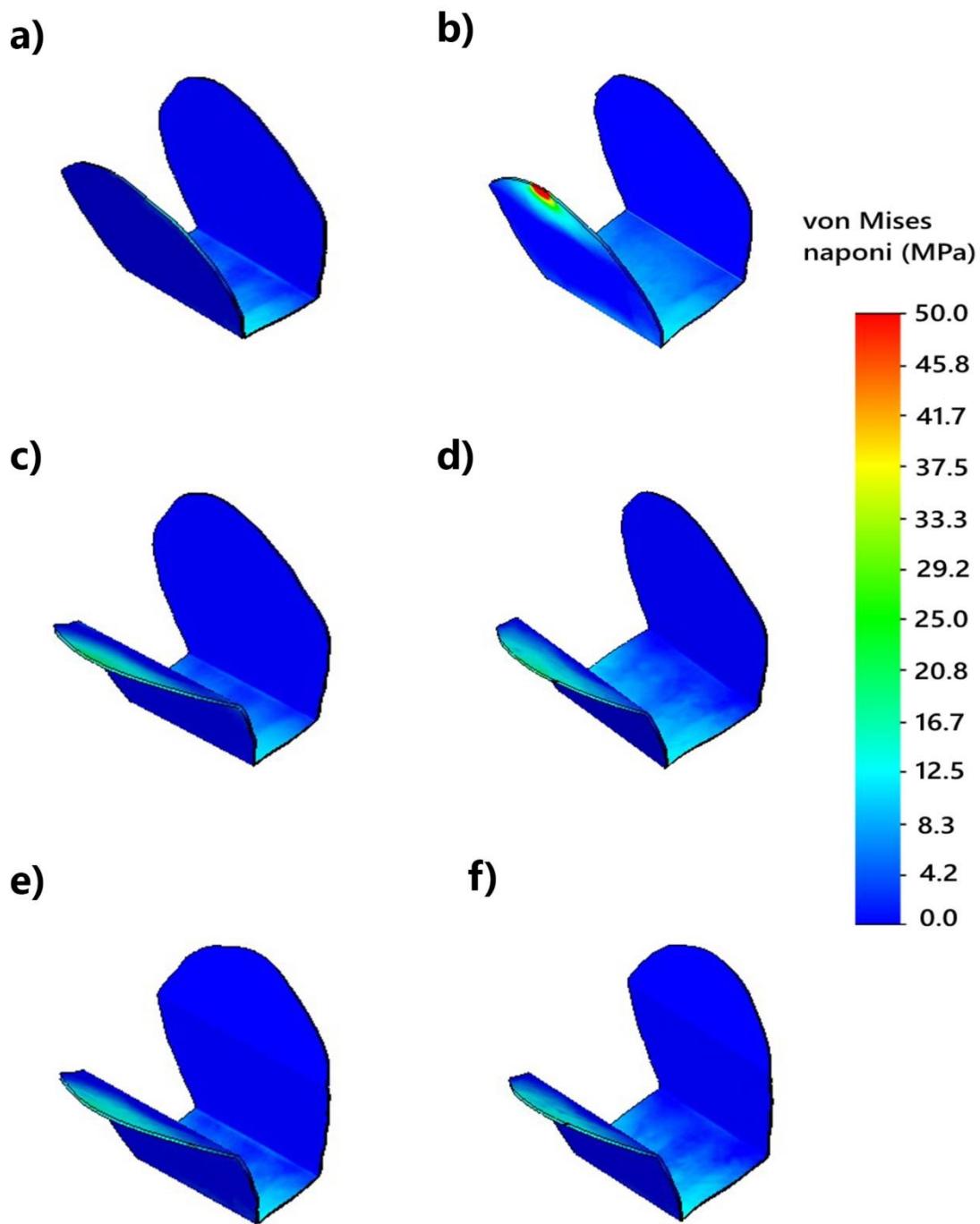
Slika 27 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom indirektnog kompozitnog ispuna (CRI): **a)** MODe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka.



Slika 28 Distribucija von Mises napona u *cementu*, za modele premolara sa endodontonski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom indirektnog kompozitnog ispuna (CRi): **a)** MODe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspalnog razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspalnog razmaka.



Slika 29 Distribucija von Mises napona u *ispunu*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom keramičkog ispuna (**Cer**): **a)** MODE, širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka, **b)** MODE, širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka.



Slika 30 Distribucija von Mises napona u *cementu*, za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena sa MOD kavitetom i primenom keramičkog ispuna (Cer): **a)** MODe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **b)** MODe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **c)** MODPe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **d)** MODPe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka, **e)** MODPBe, širina istmusa 1/2 interkuspальног razmaka, **f)** MODPBe, širina istmusa 2/3 interkuspальног razmaka.

6. DISKUSIJA

6.1 Diskusija metodologije

Numeričke simulacije i metoda konačnih elemenata široko su zastupljeni u stomatološkim istraživanjima gotovo čitavu deceniju [1, 6, 15, 35, 111, 114, 129]. Od njihove prve primene do danas učinjen je veliki napredak, koji je omogućio da nekada korišćeni uprošćeni modeli zuba [6, 24, 63, 127] danas budu zamenjeni visoko preciznim trodimenzionalnim modelima sa realno prikazanom kako spoljašnjom, tako i unutrašnjom morfologijom zuba [112, 114, 121]. Ovo je pre svega omogućeno razvojem i dostupnošću kompjuterizovane i mikro-kompjuterizovane tomografije. Iako se ovakvi modeli danas mogu smatrati standardom u oblasti numeričkih simulacija, za njihovo kreiranje neophodna je primena i visoko specijalizovanih računarskih programa [15, 103, 122, 124]; koji su većini istraživača na našim prostorima i dalje nedostupni.

Za potrebe ovog istraživanja, matematički trodimenzionalni model zuba kreiran je na osnovu podataka dobijenih primenom višeslojnog spiralnog kompjuterizovanog tomografa [11, 119]. Korišćeno je ukupno 42 snimka preseka zuba u xy ravni na udaljenosti od 0,5 mm. Za razliku od kompjuterizovane tomografije, primenom mikro-kompjuterizovane tomografije moguće je napraviti značajno veći broj snimaka (>1000) na udaljenosti od 20 μm i manje [15, 114, 124]. Ipak, za potrebe formiranja trodimenzionalnog modela zuba toliki broj snimaka je nepotreban, jer značajno produžava postupak formiranja modela, nedoprinoseći njegovoj geometrijskoj preciznosti. To potvrđuje i činjenica da se u radovima gde su korišćeni snimci zuba na osnovu mikro-kompjuterizovane tomografije, od ukupnog broja snimaka za formiranje modela zuba iskoristi manje od sto snimaka [15, 114, 124].

Obrada dobijenih snimaka, u smislu segmentacije zubnih struktura (gleđ, dentin, pulpa), sprovodi se u specijalizovanim računarskim programima [11, 112, 114, 122, 123].

U ovom istraživanju, korišćen je Amira 5.2 računarski program [20, 125]. Na snimcima dobijenim kompjuterizovanom tomografijom zubne strukture pokazuju različitu jačinu kontrasta među sobom, a i u odnosu na područje oko zubnih struktura. Na osnovu pomenutih razlika definisane su granice jačine kontrasta, nakon čega je sprovedena automatska segmentacija. Na skali jačine kontrasta, za granicu između dentina i područja oko zubnih struktura određena je vrednost 400, a između dentina i gleđi 2400. Pulpa pokazuje jednaku jačinu kontrasta kao i područje oko zubnih struktura, tako da je za granicu između dentina i pulpe takođe postavljena vrednost 400. Dodatna obrada snimaka sprovedena je u samostalno razvijenom računarskom programu. Ovaj korak bio je neophodan iz razloga što krive preseka zubnih struktura kreirane u Amira računarskom programu nisu adekvatne za kreiranje polinomijalnih kriva; koje predstavljaju osnovu za kreiranje trodimenzionalnog modela zuba u programu za računarom pomognuto projektovanje, u ovom slučaju SolidWorks 2009. Prevođenjem obrađenih snimaka u DXF zapis, omogućeni su prenos i primena podataka u navedenom programu.

Kreiranje trodimenzionalnog modela zuba, nakon obrade snimaka, moguće je sprovesti na različite načine [15, 96, 114, 124]. U prezentovanom istraživanju, u SolidWorks programu, primenjena je tehnika „zidanja“ [117]. Kao i druge tehnike za kreiranje trodimenzionalnog modela zuba, i ova tehnika podrazumeva formiranje zasebnih trodimenzionalnih tela za gleđ, dentin i pulpu; koja se potom spajaju u jedinstveni sklop. Međutim, tehnika „zidanja“ zahteva manualno „slaganje“ polinomijalnih kriva duž određenih ravnih za svaku zubnu strukturu, te predstavlja vremenski zahtevniji proces u odnosu na druge tehnike.

Kreiranje trodimenzionalnog modela intaktnog zuba omogućava ispitivanje uticaja neograničenog broja varijabli [33]. Iz tog razloga, a uz primenu numeričkih simulacija, u relativno kratkom vremenskom periodu i uz minimalne troškove moguće je utvrditi

najbolji eksperimentalni dizajn i kritički odabrati varijable čiji bi se uticaj potom ispitivao u laboratorijskim i/ili kliničkim uslovima [15, 33].

U prezentovanom istraživanju ispitivan je uticaj dizajna preparacije kavite, restaurativnog materijala i širine istmusa na pojavu napona u zubnim strukturama i ispunu. Numeričke simulacije su sprovedene na ukupno 48 modela zuba, koji su kreirani na osnovu modela intaktnog zuba. Prvi korak u kreiranju svakog od modela podrazumevao je formiranje trodimenzionalnog geometrijskog tela, čiji su oblik i dimenzije odgovarali ispitivanim nivoima dizajna preparacije kavite i širine istmusa. Formirano telo je potom pozicionirano u koordinatnom sistemu zajedno sa modelom intaktnog zuba, vodeći računa da im se sve tri ravni i ose međusobno poklapaju. Ovim postupkom došlo je do preklapanja dva modela, što je omogućilo da se oduzimanjem formiranog geometrijskog tela od modela intaktnog zuba dobije model zuba sa odgovarajućim kavitetom [15, 121]. Zajednički deo je definisan kao ispun. Kod modela za indirektne ispune, dodatno je formiran sloj cementa oduzimanjem omotača debljine 0,1 mm od površina ispuna koje su u kontaktu sa zidovima kavite [9, 84, 138].

Zubne strukture i ispitivani materijali definisani su kao homogeni, izotropni i linearne elastični [123, 125, 126]. Iako je poznato da su gleđ i dentin po svojoj strukturi nehomogeni i anizotropni [93, 139, 140], smatra se da ove osobine karakterišu navedene zubne strukture na mikroskopskom nivou, dok je model zuba makroskopski [34, 134, 141]. Iz navedenog razloga, većina do sada objavljenih istraživanja definiše gleđ i dentin kao homogeni i izotropni materijal [14, 34, 36, 85, 90, 96, 122-126]. Dalje, utvrđeno je da oralne strukture na dejstvo sila reaguju po principu nelinearnosti [129]. Ipak, linearne elastične modeli zuba su i dalje široko zastupljeni u istraživanjima [11, 14, 96, 103, 109, 112, 123-125]. Razlog tome su verovatno složenost i dugotrajnost numeričke analize kod modela sa nelinearnim osobinama. Sa druge strane, zbog jednostavnosti primene, linearni

elastični modeli generalno predstavljaju osnovne modele za ispitivanje pojave napona [93, 128]. Kod primene navedenih modela, napon i deformacija su proporcionalno linearne, a kriva zavisnosti napon-deformacija je određena modulom elastičnosti ispitivanog materijala. To podrazumeva da je modul elastičnosti konstantan. U praktičnom smislu, kod materijala sa linearne elastične osobinama nikada ne dolazi do loma, već se po prestanku dejstva sile materijal vraća u prvobitno stanje. Obzirom da zubne strukture, kao i restaurativni materijali, ne poseduju isključivo linearne elastične osobine [61, 93]; primena linearne elastičnih modela je opravdana ukoliko su izračunate vrednosti napona za materijal manje od vrednosti granice elastičnosti istih [93, 128].

U postupku diskretizacije modela primjenjeni su elementi oblika krivolinjskog tetraedra. Smatra se da primena ovih elemenata obezbeđuje najprecizniju numeričku analizu kod modela složene geometrije, kakav je i zub [91, 93, 128]. Kako bi se utvrdila najpovoljnija mreža konačnih elemenata, izvršen je test konvergencije na modelu intaktnog zuba. U ovom postupku, na posmatranom modelu definisani su elementi različite veličine u više navrata i vršena je numerička simulacija za svaku od definisanih mreža konačnih elemenata, dok nije postignuto optimalno rešenje [93]. Testom konvergencije utvrđeno je da je optimalna maksimalna veličina elementa 2,3 mm, a minimalna 0,2 mm. Potom je za svaki od 48 modela formirana posebna mreža konačnih elemenata, tako da je ukupan broj elemenata iznosio 120.428-156.850, a čvorova 159.907-244.293; što je u skladu sa drugim istraživanjima [1, 24, 123, 126]. Međutim, da bi mreža konačnih elemenata bila prihvatljiva, odnos između visine i dužine stranice baze tetraedra (engl. *Aspect ratio*) ne bi trebalo da bude veći od 10:1 [128]. Za sve ispitivane modele, kod 94,1-98% elemenata ovaj odnos je bio manji od 3:1, dok je kod 0,01-0,05% elemenata bio veći od 10:1. Obzirom na mali procenat elemenata sa odnosom visine i dužine stranice baze većim od 10:1, kao i na njihovu lokalizaciju u područjima niskih vrednosti napona; formirana mreža

konačnih elemenata za svaki od modela prihvaćena je kao optimalna, i može se smatrati da je mogućnost nastanka greške u proračunu vrednosti napona u područjima od značaja za sprovedeno istraživanje svedena na minimum.

Pored geometrije modela, osobina materijala i mreže konačnih elemenata, na preciznost numeričke analize značajan uticaj imaju i uslovi opterećenja [93, 128]. Uslovi opterećenja su određeni delom površine na koju sila deluje, pravcem i intenzitetom sile. Pri ispitivanju uticaja različitih restaurativnih procedura na biomehaničke karakteristike premolara, najzastupljeniji oblik opterećenja koji se primenjuje u numeričkim simulacijama podrazumeva dejstvo sile koja je usmerena na unutrašnju padinu bukalne i palatalne [1, 6, 15, 18, 20, 33, 35] ili samo palatalne kvržice [14, 24, 112, 117]. Pri tome, intenzitet sile iznosi 45-600N [1, 6, 16, 24, 34, 36, 111]. Ovakav oblik opterećenja preuzet je iz eksperimentalnih studija, gde se preko čelične kugle određenog prečnika vrši pritisak na okluzalnu površinu zuba [5, 20, 25, 31]. U kombinovanim istraživanjima, primena navedenog oblika opterećenja omogućava sprovođenje postupka validacije numeričkih simulacija [1, 24, 34]. Kako bi što vernije bili simulirani uslovi delovanja sila u položaju maksimalne interkuspacije, u ovom istraživanju dejstvo sile usmereno je pod pravim uglom na tri ograničena polja na okluzalnoj površini zuba (na svakom marginalnom grebenu i na vrhu palatalne kvržice) [136, 137, 142]. Takođe, obzirom da podaci iz literature ukazuju da intenzitet sila pri žvakanju u premolarnoj regiji iznosi 200-300N [61, 143], odlučeno je da intenzitet rezultujuće sile iznosi 200 N.

Strukturalna analiza se bavi ispitivanjem dejstva sila na fizičke strukture. Kao rezultat analize dobijaju se vrednosti napona i deformacije u ispitivanim strukturama. U stomatološkim istraživanjima, u kojima se strukturalna analiza sprovodi primenom metode konačnih elemenata, najčešće se vrši numerički proračun jedne od dve vrste napona: glavni napon [1, 18, 24, 85, 114, 117, 119, 121, 124, 125] i von Mises napon [6, 14, 16, 35, 36,

90, 98, 123]. Uopšteno posmatrano, naponi su tenzorske veličine koje primenom kompleksne matematičke teorije omogućavaju izračunavanje raspodele i veličine napona u bilo kojoj proizvoljnoj ravni; ukoliko su poznati raspodela i veličina napona u tri međusobno upravne ravni koje formiraju Dekartov pravougaoni koordinatni sistem [127, 128, 130]. Pri tome, u svakoj ravni se javljaju normalan napon i napon na smicanje. Glavni naponi predstavljaju normalne napone kada je koordinatni sistem postavljen tako da je napon na smicanje jednak nuli [115, 128]. Obzirom na postojanje tri ravni u koordinatnom sistemu, izračunavaju se tri glavna napona, od kojih se u istraživanjima ispituje samo maksimalni glavni napon [1, 18, 24, 85, 114, 117, 119, 121, 124, 125]. Sa druge strane, von Mises napon je skalarna veličina koja u sebi objedinjuje sve napone u ispitivanim strukturama [115, 127, 128], te je iz tog razloga primjenjen i u ovom istraživanju.

6.2 Diskusija rezultata

Rezultati prezentovanog istraživanja su pokazali da restaurativni materijal, dizajn preparacije kaviteta i širina istmusa generalno dovode do promene vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima. Ispitivani parametri nisu pokazali uticaj na vrednosti napona u ispunu.

Od svih ispitivanih parametara, i za modele vitalnog premolara (I grupa) i za modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa), najizraženiji uticaj na vrednosti napona u zubnim strukturama imao je dizajn preparacije kaviteta (81,28-82,35%), što je u skladu sa rezultatima istraživanja drugih autora [1, 43]. Pri tome, utvrđeno je da postupak skraćivanja kvržica doprinosi pojavi napona nižih vrednosti.

Postupak skraćivanja kvržica podrazumeva dodatno uklanjanje zdrave zubne supstance, što je u suprotnosti sa principima minimalno invazivne restaurativne stomatologije, gde se očuvanje zubnih struktura smatra primarnim ciljem. Međutim,

posmatrano sa biomehaničkog aspekta, u restaurativnom postupku treba dati prednost zaštiti preostalih zubnih struktura od nepovoljnih biomehaničkih reakcija na dejstvo sila, čak i kada to zahteva uklanjanje dodatne zubne supstance [1, 32]. To potvrđuje i jedan od osnovnih principa preparacije zuba za ispun, gde se uključivanje svih oslabljenih zidova kavita u preparaciju smatra obaveznim; upravo iz razloga obezbeđivanja adekvatne forme otpora preostalim zubnim strukturama [38]. Ovo je posebno važno kod gornjih premolara, obzirom da je kliničko iskustvo pokazalo da je lom palatinalnog zida česta pojava kod neadekvatno dizajniranih MOD kavita [1, 22]. Takođe, Soares i sar. su u svojoj eksperimentalnoj studiji utvrdili da je oblik loma palatinalnog zida uglavnom nepovoljan [5], što dovodi u pitanje mogućnost restauracije takvih zuba.

Preporuka je da se postupkom skraćivanja kvržica ukloni minimalno 1,5-2,5 mm zubne supstance, jer se na taj način smanjuju vrednosti napona u zubnim strukturama pri delovanju sila [1], a ujedno se povećava i otpornost zuba na lom [32, 54]. Međutim, prilikom ispitivanja uticaja pojedinačnog skraćivanja palatinalne kvržice na biomehaničke karakteristike premolara u poređenju sa uticajem obostranog skraćivanja i palatinalne i bukalne kvržice, nije utvrđen jedinstven stav. Yikilgan i sar. su, ispitujući ovaj problem na trodimenzionalnim modelima endodontski lečenih premolara uz numeričku analizu naponskih stanja primenom metode konačnih elemenata, došli do saznanja da obostrano skraćivanje i palatinalne i bukalne kvržice doprinosi pojavi nižih vrednosti napona u gleđi i dentinu [14]. Prednost navedenog postupka potvrđuje i eksperimentalna studija Xie i sar. [55]. Ispitivanjem uticaja skraćivanja kvržica na premolarima sa lečenim kanalom korena na otpornost tih zuba na lom u laboratorijskim uslovima, autori su utvrdili da je ovim postupkom moguće postići otpornost na lom sličnu onoj koja se javlja kod intaktnog zuba. U obe studije, kao restaurativni materijal korišćena je kompozitna smola za direktnе ispune. Sa druge strane, pojedinačno skraćivanje palatinalne kvržice se pokazalo

povoljnijim u smislu povećanja otpornosti zuba u odnosu na obostrano skraćivanje kvržica, kada je pri restauraciji premolara sa MOD kavitetom sa odnosno bez endodontskog tretmana primenjena izrada keramičkog ispuna [21].

U prezentovanom istraživanju; u obe ispitivane grupe, nezavisno od vrste restaurativnog materijala, nije utvrđena statistički značajna razlika između vrednosti von Mises napona koje se javljaju u gleđi nakon skraćenja palatinalne (MODP) i nakon skraćenja obe kvržice (MODPB). Kada su u pitanju vrednosti von Mises napona u dentinu, skraćenje obe kvržice je doprinelo njihovom smanjenju, ali samo u slučaju modela vitalnog premolara (I grupa).

Kada su u pitanju intaktni zubi, sile žvakanja se prenose preko gleđi u dentin u vidu pritiska i pri tome nastaje minimalna deformacija zubnih struktura. Kod restauriranih zuba, te iste sile, delujući preko ispuna izazivaju pritisak, zatezanje i smicanje na spoju Zub-ispu [62]. Postupkom skraćenja kvržica obezbeđuje se prenošenje opterećenja sa ispuna na zubne strukture u vidu pritiska, kao što je slučaj kod intaktnih zuba. Takođe, s obzirom da je napon definisan odnosom sile i površine na koju ta sila deluje; skraćenjem kvržica se povećava površina gleđi i dentina na koju sila deluje doprinoseći smanjenju vrednosti napona u zubnim strukturama. Dalje, iako je poznato da dentin ima važniju ulogu u raspodeli opterećenja [62], u slučaju njegovog većeg gubitka; kao što je slučaj kod ekstenzivnih kaviteta, napon u gleđi postaje odgovoran za celokupnu otpornost restauriranog zuba [45]. Verovatno iz tog razloga skraćivanje kvržica nije imalo uticaja na vrednosti napona u dentinu na modelima premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa).

Za razliku od dizajna preparacije kaviteta, utvrđeni uticaj restaurativnog materijala na vrednosti napona u zubnim strukturama je značajno manji. Za gled on iznosi 6,46% za modele I grupe i 5,86% za modele II grupe. Uticaj restaurativnog materijala na vrednosti

naponu u dentinu potvrđen je samo za modele vitalnog premolara (I grupa) i iznosi 35,01%. Pored toga, analiza glavnih uticaja je pokazala da keramički ispun doprinosi smanjenju vrednosti von Mises napona u gleđi, dok u dentinu modela vitalnih premolara podjednak uticaj imaju indirektni kompozitni i keramički ispun. U istraživanjima drugih autora, primenom metode konačnih elemenata takođe je utvrđeno postojanje uticaja restaurativnog materijala na vrednosti napona u zubnim strukturama, ali u nešto manjem procentu (1-4,1%) [1, 24]. Pri tome, oni nisu posmatrali gleđ i dentin kao zasebne strukture, već kao celinu. U istim istraživanjima, restaurativni materijali sa manjim modulom elastičnosti (kompozitne smole) su se pokazali povoljnijim, jer su doprineli pojavi napona manjih vrednosti u zubnim strukturama. Ova saznanja su u skladu sa rezultatima eksperimentalnog istraživanja Soares-a i sar., u kojem je utvrđeno da direktni kompozitni ispuni obezbeđuju 83,3% otpornosti intaktnog zuba, dok u slučaju primene indirektnog kompozitnog i keramičkog ispuna, ona iznosi 81,1% odnosno 68,7% [5]. Nasuprot navedenim nalazima, u prezentovanom istraživanju minimalne vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama se javljaju na modelima premolara na kojima je simulirana klinička primena keramičkog ispuna. Keramički materijali poseduju visok modul elastičnosti zbog čega su izrazito kruti. To im omogućava da se čak i pri visokim vrednostima napona minimalno deformišu, smanjujući na taj način prenos opterećenja na zubne strukture. Takođe, zbog izražene krtosti, u slučaju pojave loma utvrđeno je da pre dolazi do pucanja keramičkog ispuna nego zuba; što doprinosi mogućnostima ponovne restauracije [5, 85]. Nasuprot tome, kompozitni materijali imaju manji modul elastičnosti, te veći deo okluzalnog opterećenja prenose na zubnu supstancu; što za posledicu ima veće vrednosti napona u zubnim strukturama i povećan rizik za nastanak nepovoljnog oblika loma. Što se tiče procentualno većeg uticaja restaurativnog materijala na vrednosti napona u dentinu za modele vitalnog premolara, moguće da je posledica postojanja veće

zapremine dentina koja je u kontaktu sa ispunom; posmatrano u odnosu na modele premolara sa endodontski lečenim kanalom korena zuba.

Od svih ispitivanih parametara, širina istmusa je parametar koji je pokazao najmanji uticaj na vrednosti napona u zubnim strukturama i to samo u slučaju modela vitalnog premolara (I grupa). Pri tome, procentualni uticaj za gleđ iznosi 3,63%, a za dentin 7,06%. Ovi rezultati su u skladu sa rezultatima istraživanja Lin i sar. [24]. Međutim, u navedenoj studiji je utvrđeno da veća širina istmusa doprinosi pojavi napona manjih vrednosti u zubnim strukturama restauriranog premolara, što je u suprotnosti sa nalazima drugih autora koji su došli upravo do suprotnih saznanja [18, 46]. U prezentovanom istraživanju, dobijeni su različiti rezultati za gleđ i dentin. Naime, širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka je uzrokovala statistički značajno smanjenje vrednosti napona u gleđi, dok je isti uticaj imala širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka na vrednosti napona u dentinu. Ukoliko se u razmatranju ovih rezultata pođe od činjenice da je vrednost napona obrnuto proporcionalna površini na koju deluje sila, moglo bi se zaključiti da je upravo širina istmusa 1/2 interkuspahnog razmaka obezbedila veću površinu gleđi, a širina istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka veću površinu dentina na koju sila deluje; te na taj način doprinela pojavi napona manjih vrednosti u posmatranim zubnim strukturama. Takođe, sa povećanjem interkuspahnog razmaka se povećava i količina dentina koja je u obliku „sedla“ lokalizovana između bukalnog i palatalnog zida MOD kavite. Ova promena dovodi do povećanja momenta inercije navedenog dela dentina, što za posledicu ima smanjenje vrednosti napona u dentinu [45]. Verovatno da je nedostatak ovog dela dentina doprineo i tome da širina istmusa nema uticaja na vrednosti napona u zubnim strukturama modela premolara sa endodontski lečenim kanalom korena (II grupa).

Distribucija napona je u najvećoj meri određena načinom opterećenja i dizajnom preparacije kaviteta [1, 24, 45, 142]. U prezentovanom istraživanju, na svim modelima premolara simulirano je statičko opterećenje u položaju maksimalne interkuspacije; te je lokalizacija maksimalnih vrednosti napona slična za modele obe ispitivane grupe. Sa druge strane, zbog razlike u obliku kaviteta, na modelima premolara sa endodontski lečenim kanalom korena, u dentinu se javljaju naponi većih vrednosti u nivou gingivalnog zida u odnosu na vrednosti napona u predelu pulpnog i aksijalnih zidova modela vitalnog premolara. Ove razlike su verovatno posledica nepostojanja dela dentina između bukalnog i palatalnog zida MOD kaviteta na modelima premolara sa endodontski lečenim kanalom korena. To dovodi do povećanja dubine kaviteta, a poznato je da povećanje dubine kaviteta uzrokuje povećanje vrednosti napona u zubnim strukturama [18, 24, 45].

Kod svih modela premolara, naponi visokih vrednosti u gleđi i dentinu su lokalizovani u predelu gleđno-cementne granice, odnosno vrata zuba sa palatalne strane. To objašnjava zašto u kliničkim uslovima češće dolazi do loma palatalnog zida restauriranih premolara sa MOD kavitetom [1, 22]. Interesantno je da su u obe ispitivane grupe, na modelima premolara sa skraćenom palatalnom ili obe kvržice (MODP, MODPB), rekonstruisаниh uz izradu direktnog kompozitnog ispuna sa/bez smolom modifikovanim glas-jonomer cementom (CRd, CRd+RMGIC), naponi visokog intenziteta u gleđi koncentrisani i na palatalnom zidu neposredno ispod nivoa skraćenja kvržice (sl. 11c-f, sl. 12c-f, sl. 21c-f, sl. 22c-f); što nije slučaj kod modela premolara rekonstruisanih indirektnim ispunima (CRi, Cer). Ovu situaciju moguće je objasniti uticajem modula elastičnosti na prenos dejstva sile između struktura. Naime, kompozitni materijali za izradu direktnih ispuna imaju značajno manji modul elastičnosti (u ovom slučaju 6,7 GPa) u odnosu na gleđ (84,1 GPa). Obzirom da je sila jednim delom bila usmerena na palatalnu

kvržicu, kompozitni ispun je preneo taj deo opterećenja na krutu gleđ i doveo do pojave napona visokih vrednosti u ovom području.

Nezavisno od ispitivanih parametara, najveće vrednosti napona u ispunu svih modela su lokalizovane na mestima opterećenja [1]. Međutim, kod keramičkih ispuna naponi većih vrednosti su uglavnom koncentrisani unutar ispuna, dok se kod ostalih ispitivanih materijala sa smanjenjem modula elastičnosti restaurativnog materijala povećava deo opterećenja koji se prenosi sa ispuna na zubne strukture. Ovi rezultati su u skladu sa nalazima istraživanja drugih autora [6, 16, 84, 85]. Modeli premolara sa MOD kavitetom za indirektne ispune (CRi/Cer) sa širinom istmusa 2/3 interkuspaldnog razmaka, u obe grupe pokazali su povećano polje napona visokih vrednosti u predelu palatinalne kvržice kako u ispunu, tako i u cementu. Kod ovih modela bukalni i palatinalni zid MOD kavite divergiraju ka okluzalno. To je dovelo do toga da za ispitivane nivoje spoj Zub-ispu bude lokalizovan direktno na području dejstva sile na palatinalnoj kvržici, što je doprinelo opisanoj distribuciji napona. Ovakva situacija ugrožava strukturalni integritet ispuna, te je u kliničkom postupku restauracije zuba neophodno registrovati okluzalne kontakte zuba pre početka preparacije kavite kako bi se rubovi kavite formirali van područja kontakata [83].

Kao što je ranije navedeno, absolutne vrednosti napona su u većoj ili manjoj meri određene većim brojem parametara (način opterećenja, dizajn preparacije, osobine materijala) [1, 14, 24, 45]. Obzirom da se u svakoj pojedinačnoj studiji ispituju samo određeni parametri koji su različito definisani, mogućnost poređenja rezultata različitih istraživanja je svedena na minimum. Iz tog razloga, pri analizi absolutnih vrednosti napona važnije je poređiti izračunate vrednosti napona sa definisanim vrednostima granice elastičnosti i čvrstoće ispitivanih struktura/materijala [128]. Ukoliko su izračunate

vrednosti napona veće od vrednosti za granicu elastičnosti i/ili čvrstoću, može se zaključiti da je u ispitivanom slučaju došlo do pojave trajne deformacije i da će ona vremenom dovesti do narušavanja strukturalnog integriteta posmatranih struktura/materijala. To ukazuje da se sprovodenjem ispitivane restaurativne procedure u kliničkoj praksi ne može obezbiti uspešnost terapijskog postupka.

Proračunate maksimalne vrednosti von Mises napona u prezentovanom istraživanju iznose 131,3 MPa za gled, 44,4 MPa za dentin, 150,5 MPa za direktni kompozitni ispun (CRd), 150 MPa za direktni kompozitni ispun sa glas-jonomer cementom (CRd+RMGIC), 164,4 MPa za indirektni kompozitni ispun (CRi) i 206,8 MPa za keramički ispun (Cer). Na modelu intaktnog zuba, vrednosti von Mises napona iznose 124,8 MPa za gled i 31,9 MPa za dentin. Dakle, postupak restauracije je doveo do povećanja vrednosti napona u zubnim strukturama. Da bi se utvrdio značaj navedenog povećanja vrednosti napona, proračunate vrednosti napona su upoređene sa vrednostima pritisne i zatezne čvrstoće, kao i granicom proporcionalnosti za zubne strukture i ispitivane materijale (tab. 10).

Tabela 10. Mehaničke osobine zubnih struktura i ispitivanih restaurativnih materijala II

Materijal	Pritisna čvrstoća [MPa]	Zatezna čvrstoća [MPa]	Granica proporcionalnosti [MPa]	Reference
Gled	384	10	70-353	[61, 84, 126]
Dentin	297	106	100-190	[61, 96]
Kompozit-CRd	210-300	33-45		[61, 62]
Kompozit-CRi	210-280	54,4		[61, 84]
Keramika - Cer	149	25		[61, 126]
Glasjonomer cement-RMGIC	200-250	30-40		[61, 62]
Cement	178	45,1		[96]

Uočava se da su proračunate vrednosti napona značajno manje od vrednosti pritisne čvrstoće u svim ispitivanim strukturama/materijalima, osim u slučaju keramičkog ispuna. Međutim, maksimalna vrednost von Mises napona u keramičkom ispunu je veća od

vrednosti pritisne čvrstoće samo kod modela sa MOD kavitetom sa širinom istmusa 2/3 interkuspahnog razmaka; gde sila direktno deluje na područje spoja zub-ispu. Kod svih ostalih modela proračunate maksimalne vrednosti napona u keramičkom ispu su takođe manje od vrednosti pritisne čvrstoće. Isti nalazi se uočavaju u cementu.

Sa druge strane, kada se uporede proračunate vrednosti napona za ispitivane modele sa vrednostima zatezne čvrstoće zubnih struktura i ispitivanih restaurativnih materijala, uočava se da su proračunate vrednosti značajno veće za gleđ, direktan i indirektni kompozitni (CRd, CRi) i keramički ispu (Cer). Ovaj nalaz zasebno ukazuje na postojanje mogućnosti narušavanja strukturalnog integriteta gleđi i svih vrsta ispuna u ispitivanim uslovima. Međutim, von Mises napon je skalarna veličina koja objedinjuje sve napone (normalni naponi i napon pri smicanju), pri čemu se takođe ne pravi razlika između napona pri pritisku i napona pri zatezanju (normalni naponi) [90]. Osim toga, ispitivani dizajni preparacije kaviteta, kao i način opterećenja modela su kreirani tako da sila najvećim delom deluje pritiskom i da se kao takva prenosi i na zubne strukture i restaurativni materijal. Iz tog razloga, poređenjem izračunatih vrednosti von Mises napona samo sa vrednostima zatezne čvrstoće, ne može se sa sigurnošću tvrditi da bi u ispitivanim uslovima zaista došlo do narušavanja strukturalnog integriteta gleđi i ispuna. Takođe, iako je poznato da se u gleđi napon pri zatezanju značajno povećava sa gubitkom zubne supstance, smatra se da je napon u dentinu odgovoran za pojavu nepovoljnog oblika loma kompleksa zub-ispu [45].

Proračunate vrednosti von Mises napona za gleđ i dentin svih modela nalaze se u granicama proporcionalnosti. Granica proporcionalnosti je najveća vrednost napona pri kojoj je kriva napon-deformacija u vidu prave linije, odnosno za koju je napon linearno proporcionalan deformaciji [61]. Kod linearno elastičnih materijala, vrednost napona za granicu proporcionalnosti i granicu elastičnosti je ista. Dobijeni nalaz je značajan, jer

ukazuje da ispitivane restaurativne procedure ne dovode do pojave trajne deformacije u preostalim zubnim strukturama premolara; odnosno da su sve promene u zubnim strukturama nastale pod dejstvom sile elastične prirode. Ovim je ujedno opravdana i primena linearno elastičnog modela zuba u metodologiji, bez obzira na nelinearnu prirodu zubnih struktura.

Navedeni nalazi ukazuju da sa biomehaničkog aspekta ispitivane restaurativne procedure ne ugrožavaju strukturalni inegritet zubnih struktura premolara sa ekstenzivnim kavitetima, i da bi njihova primena u kliničkim uslovima trebalo da doprinese uspešnosti terapijskog postupka.

7. ZAKLJUČAK

Na osnovu analize rezultata dobijenih u okviru sprovedenog istraživanja, može se izvesti opšti zaključak da restaurativni materijal, dizajn preparacije kavite i širina istmusa generalno dovode do promene vrednosti napona u zubnim strukturama premolara sa ekstenzivnim kavitetima. Pri tome:

- Najveći uticaj na vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama ima dizajn preparacije kavite (81,28-82,35%). Manjim vrednostima napona doprinosi dizajn preparacije kavite sa skraćivanjem kvržica. U gleđi, skraćivanje palatalne kvržice podjednako utiče na smanjenje vrednosti napona kao i skraćivanje bukalne i palatalne kvržice. U dentinu, postupak skraćivanja bukalne i palatalne kvržice doprinosi pojavi minimalnih vrednosti von Mises napona, ali samo na modelima vitalnog premolara.
- Restaurativni materijal u manjem procentu ima uticaja na vrednosti von Mises napona u zubnim strukturama premolara (5,86-6,46% u gleđi i 35,01% u dentinu). Keramički ispun se pokazao kao optimalno rešenje za smanjenje vrednosti napona u gleđi. U dentinu, indirekstan kompozitni i keramički ispun podjednako doprinose pojavi napona manjih vrednosti posmatrano u odnosu na direktne ispune, ali samo na modelima vitalnih premolara.
- Širina istmusa dovodi do promene vrednosti von Mises napona u gleđi i dentinu na modelima vitalnog premolara. Širina istmusa 1/2 interkuspelnog razmaka dovodi do smanjenja vrednosti napona u gleđi, dok u dentinu širina istmusa 2/3 interkuspelnog razmaka doprinosi pojavi napona manjih vrednosti.
- U postupku rekonstrukcije premolara sa MOD kavitetom, dizajn preparacije kavite sa skraćivanjem kvržica uz izradu indirektnog kompozitnog/keramičkog ispuna obezbeđuje najpovoljniju distribuciju napona u zubnim strukturama.

- Vrednosti von Mises napona u gleđi i dentinu na modelima restauriranih premolara sa MOD kavitetom su veće od vrednosti von Mises napona u istim strukturama na modelu intaktnog zuba. Ipak, proračunate vrednosti se nalaze u granicama elastičnosti, te se može pretpostaviti da nakon sprovođenja ispitivanih restaurativnih procedura neće doći do narušavanja strukturalnog integriteta kompleksa zub-ispun.

8. LITERATURA

1. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *J Dent.* 2008;36(3):194-203.
2. Kantardžić I, Blažić L, Vasiljević D, Petrović Đ. How to restore endodontically treated posterior teeth: a conservative approach. *Stom Glas S.* 2012;59(2):90-5.
3. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: A retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):164-70.
4. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years - an observational clinical study. *J Dent.* 2005;33(4):305-12.
5. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: Fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):30-7.
6. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):114-22.
7. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. *J Dent.* 2009;37(9):724-30.
8. Stricker EJ, Göhring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent.* 2006;34(5):326-35.

9. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu Failure criterion. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):89-100.
10. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 2008;24(2):214-9.
11. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):6-12.
12. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *J Dent.* 2011;39(8):527-35.
13. Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clin Oral Investig.* 2009;13(3):333-41.
14. Yikilgan I, Bala O. How can stress be controlled in endodontically treated teeth? A 3D finite element analysis. *Sci World J.* 2013;426134. doi: 10.1155/2013/426134.
15. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007;23(5):539-48.
16. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont.* 2008;17(2):114-9.
17. Wu Y, Cathro P, Marino V. Fracture resistance and pattern of the upper premolars with obturated canals and restored endodontic occlusal access cavities. *J Biomed Res.* 2010;24(6):474-8.

18. Soares PV, Milito G, Pereira FA, Zéola LF, Naves MF, Faria VL et al. Influence of geometrical configuration of the cavity in the stress distribution of restored premolars with composite resin. *JRD*. 2013;1(1):72-82.
19. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. Influence of endodontic posts on the fracture behavior of crowned premolars with Class II cavities. *J Dent*. 2008;36(4):287-93.
20. Chang CY, Kuo JS, Lin YS, Chang YH. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci*. 2009;4(3):110-7.
21. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Fotiadis N, Blunck U, Neumann K, Kielbassa AM et al. Influence of endodontic treatment, post insertion, and ceramic restoration on the fracture resistance of maxillary premolars. *Int Endod J*. 2010;43(6):469-77.
22. Deliperi S, Bardwell DN, Coiana C. Reconstruction of devital teeth using direct fiber-reinforced composite resins: A case report. *J Adhes Dent*. 2005;7(2):165-71.
23. González-López S, González-Villafranca MP, Bolaños-Carmona MV, Menéndez-Nuñez M. A new approach to endodontic treatment and operative procedure in nonendodontically treated posterior crown root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108(5):e106-10.
24. Lin CL, Chang WJ, Lin YS, Chang YH, Lin YF. Evaluation of the relative contributions of multi-factors in an adhesive MOD restoration using FEA and the Taguchi method. *Dent Mater*. 2009;25(9):1073-81.
25. de V Habekost L, Camacho GB, Azevedo EC, Demarco FF. Fracture resistance of thermal cycled and endodontically treated premolars with adhesive restorations. *J Prosthet Dent*. 2007;98(3):186-92.

26. Cubas GB, Habekost L, Camacho GB, Pereira-Cenci T. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restoration and luted with two different agents. *J Prosthodont Res.* 2011;55(1):53-9.
27. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater.* 2007;23(3):288-95.
28. Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Roeters FJ, Verdonschot N, Creugers NH. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *J Dent.* 2006;34(1):19-25.
29. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M, Caputi S. Fracture resistance and deflection of pulpless anterior teeth restored with composite or porcelan veneers. *J Endod.* 2010;36(1):153-6.
30. Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J.* 2005;38(4):230-7.
31. Arunpraditkul S, Saengsanon S, Pakviwat W. Fracture resistance of endodontically treated teeth: three walls versus four walls of remaining coronal tooth structure. *J Prosthodont.* 2009;18(1):49-53.
32. Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater.* 2009;25(10):1264-8.
33. Magne P, Oganesyan T. CT scan-based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(4):361-9.

34. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analysis of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech.* 2001;34(10):1269-77.
35. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations - a 3D finite element analysis. *Dent Mater.* 2002;18(4):295-303.
36. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater.* 2004;20(9):862-72.
37. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):342-9.
38. Roberson TM. Fundamentals in tooth preparation. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's art and science of operative dentistry.* Maryland Heights (MO): Mosby Inc; 2006. p. 283-320.
39. Hussain SK, McDonald A, Moles DR. In vitro study investigating the mass of tooth structure removed following endodontic and restorative procedures. *J Prosthet Dent.* 2007;98(4):260-9.
40. Ikram OH, Patel S, Sauro S, Mannocci F. Micro-computed tomography of tooth tissue volume changes following endodontic procedures and post space preparation. *Int Endod J.* 2009;42(12):1071-6.
41. Plotino G, Buono L, Grande NM, Lamorgese V, Somma F. Fracture resistance of endodontically treated molars restored with extensive composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 2008;99(3):225-32.

42. Chang YH, Lin WH, Kuo WC, Chang CY, Lin CL. Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cusp-replacing ceramic premolar restoration: a finite element study. *Med Biol Eng Comput.* 2009;47(4):367-74.
43. Kantardžić I, Vasiljević D, Blažić L, Lužanin O. Influence of cavity design preparation on stress values in maxillary premolar: a finite element analysis. *Croat Med J.* 2012;53(6):568-76.
44. Lin CL, Chang YH, Lin YF. Combining structural-thermal coupled field FE analysis and the Taguchi method to evaluate the relative contributions of multi-factors in a premolar adhesive MOD restoration. *J Dent.* 2008;36(8):626-36.
45. 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(6):576-85.
46. Mondelli J, Sene F, Ramos RP, Benetti AR. Tooth structure and fracture strength of cavities. *Braz Dent J.* 2007;18(2):134-8.
47. González-López S, de Haro-Gasquet F, Vílchez-Díaz MÁ, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent.* 2006;31(1):33-8.
48. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 2007;98(4):277-84.
49. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV, Pereira PN. Class I, II, and VI direct composite and other tooth-colored restorations. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's art and science of operative dentistry.* Maryland Heights (MO): Mosby Inc; 2006. p. 569-99.

50. ElAyouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J.* 2011;44(6):543-9.
51. Mondelli RF, Ishikirama SK, de Oliveira Filho O, Mondelli J. Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(3):161-5.
52. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;89(6):551-7.
53. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):313-7.
54. Scotti N, Scansetti M, Rota R, Pera R, Pasqualini D, Berruti E. The effect of the post length and cusp coverage on the cycling and static load of endodontically treated maxillary premolars. *Clin Oral Investig.* 2011;15(6):923-9.
55. Xie KX, Wang XY, Gao XJ, Yuan CY, Li JX, Chu CH. Fracture resistance of root filled premolar teeth restored with direct composite resin with or without cusp coverage. *Int Endod J.* 2012;45(6):524-9.
56. van Dijken JW, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel- bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater.* 2010;26(9):929-39.
57. Kubo S. Longevity of resin composite restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 2011;47:43-55.
58. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):164-70.

59. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res.* 2010;89(10):1063-7.
60. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):433-42.
61. Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's restorative dental materials. 13th ed. Philadelphia: Elsevier; 2012.
62. Bayne SC, Thompson JY. Biomaterials. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's art and science of operative dentistry. Maryland Heights (MO): Mosby Inc; 2006. p. 137-242.
63. Pantelić D, Blažić L, Savić-Šević S, Murić B, Vasiljević D, Panić B, et al. Holographic measurement of dental tissue contraction and stress, due to postpolymerization reaction. *Acta Phys Pol A.* 2007;112(5):1157-60.
64. Pantelić D, Blažić L, Savić-Šević S, Murić B, Vasiljević D, Panić B, et al. Real-time measurement of internal stress of dental tissue using holography. *Opt Express.* 2007;15(11):6823-30.
65. Burke FJ, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, et al. Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater.* 2011;27(7):622-30.
66. Ferracane JL. Resin Composite-state of the art. *Dent Mater.* 2011;27(1):29-38.
67. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24(11):1501-5.
68. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater.* 2004;20(6):579-85.

69. Marković D, Blažić L, Đurić M, Vučinić P, Blagojević D, Bajkin B. Current trends in clinical practice (In Serbian). *Med Pregl.* 2007;60(11-12):663-8.
70. Blažić L, Živković S. Influence of “soft-start” polymerization on marginal sealing in resin composite restoration. *Stom Glas S.* 2003;50:59-64.
71. Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dent Mater.* 2007;23(7):777-84.
72. Pantelić D, Savić-Šević S, Vasiljević D, Murić B, Blažić L, Nikolić M, et al. Holographic measurement of a tooth model and dental composite contraction. *Mater Manuf Process.* 2009;24:1-5.
73. Castañeda-Espinosa JC, Pereira RA, Cavalcanti AP, Mondelli RF. Transmission of composite polymerization contraction force through a flowable composite and a resin-modified glass ionomer cement. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(6):495-500.
74. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Assessment of laminate technique using glass ionomer and resin composite for restoration of root filled teeth. *J Dent.* 2012;40(8):617-23.
75. Andersson-Wenckert IE, van Dijken JW, Hörstedt P. Modified Class II open sandwich restorations: evaluation of interfacial adaptation and influence of different restorative techniques. *Eur J Oral Sci.* 2002;110(3):270-5.
76. Rusin RP, Agee K, Suchko M, Pashley DH. Effect of a new liner/base on human dentin permeability. *J Dent.* 2010;38(3):245-52.
77. Dietrich T, Lösche AC, Lösche GM, Roulet JF. Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. *J Dent.* 1999;27(2):119-28.

78. Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *J Dent.* 2007;35(2):156-62.
79. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater.* 2010;26(1):7-12.
80. Vilkinis V, Hörsted-Bindslev P, Baelum V. Two-year evaluation of class II resin-modified glass ionomer cement/composite open sandwich and composite restorations. *Clin Oral Investig.* 2000;4(3):133-9.
81. Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement on dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(2):105-13.
82. Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes-Neto AJ, Quagliatto PS, Soares CJ. The influence of the cavity preparation design on marginal accuracy of laboratory-processed resin composite restorations. *Clin Oral Investig.* 2008;12(1):53-9.
83. Swift EJ Jr, Sturdevant JR, Ritter AV. Class I and II indirect tooth-colored restorations. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Maryland Heights (MO): Mosby Inc; 2006. p. 603-22.
84. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):131-40.
85. Kois DE, Isvilanonda V, Chaiyabutr Y, Kois JC. Evaluation of fracture resistance and failure risk of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(2):110-22.
86. Batalha-Silva S, de Andrade MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater.* 2013;29(3):324-31.

87. Gordon JE, editor. Structures or why things don't fall down. 1th edition. Cambridge: Da Capo Press; 2003.
88. Raković D. Mehanička karakterizacija biomaterijala. In: Raković D, Uskoković D, editors. Biomaterijali. Beograd: Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, Društvo za istraživanje materijala; 2010: p. 352-70.
89. Ignjatović N, Uskoković D. Kompozitni biomaterijali. In: Raković D, Uskoković D, editors. Biomaterijali. Beograd: Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, Društvo za istraživanje materijala; 2010: p. 604-29.
90. Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcioğlu G, Belli S. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. Clin Oral Investig. 2011;15(3):403-8.
91. Vukadinov T, Blažić L, Kantardžić I, Lainović T. Primena metode konačnih elemenata u stomatološkim istraživanjima. Medicina danas 2013;12(1-3):29-33.
92. Uskoković P, Balać I. Modeliranje mikromehanike kod čestično kompozitnih biomaterijala. In: Raković D, Uskoković D, editors. Biomaterijali. Beograd: Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, Društvo za istraživanje materijala; 2010: p. 438-63.
93. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA et al. Finite element analysis in functional morphology. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2005;283(2):259-74.
94. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511-20.
95. Jevremović D, Williams R, Bošković M, Puškar T, Eggbeer D. The use of stereolithographic data for three dimensional finite element analysis model generation. Acta Stomatologica Naissi. 2010;26:933-44.

96. Dejak B, Mlotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater.* 2012;28(4):433-41.
97. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012;28(11):1126-33.
98. Lin TS, Tsai FD, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(2):182-9.
99. Ammar HH, Ngan P, Crout JR, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(1):e59-e71.
100. Bujtár P, Sándor GK, Bojtos A, Szucs A, Barabás J. Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(3):301-309.
101. Sundar SS, Nandlal B, Saikrishna D, Mallesh G. Finite element analysis: a maxillofacial surgeon's perspective. *J Maxillofac Oral Surg.* 2012;11(2):206–11.
102. Rangan V, Raghuveer HP, Rayapati DK, Shobha ES, Prashanth NT, Sharma R. The influence of stress distribution in four different fixation systems used in treatment of mandibular angle fractures – a three-dimensional finite element analysis. *Oral Surgery* 2013;6(4):186-92.
103. Shi L, Fok AS, Qualtrough A. A two-stage shape optimization process for cavity preparation. *Dent Mater.* 2008;24(11):1444-53.

104. Kantardžić I, Vasiljević D, Blažić L, Puškar T, Tasić M. Computed-tomography scan-based finite element analysis of stress distribution in premolars restored with composite resin. *Phys Scr.* 2012;T149:014075.
105. Cheng R, Zhou XD, Liu Z, Yang H, Gao QH, Hu T. Finite element analysis of the effects of three preparation techniques on stresses within roots having curved canals. *Int Endod J.* 2009;42(3):220-6.
106. Er O, Yaman SD, Hasan M. Finite element analysis of the effects of thermal obturation in maxillary canine teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(2):277-86.
107. Chatvanitkul C, Lertchirakarn V. Stress distribution with different restorations in teeth with curved roots: a finite element analysis study. *J Endod.* 2010;36(1):115-8.
108. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals: a finite element stress analysis study. *Int Endod J.* 2011;44(9):817-26.
109. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(1):87-93.
110. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater.* 2011;27(5):431-8.
111. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater.* 2007;23(8):983-93.
112. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. *Dent Mater.* 2011;27(5):423-430.

113. Li H, Yun X, Li J, Shi L, Fok AS, Madden MJ et al. Strengthening of a model composite restoration using shape optimization: a numerical and experimental study. Dent Mater. 2010;26(2):126-34.
114. Huang Z, Chen Z. Three-dimensional finite element modeling of a maxillary premolar tooth based on the micro-CT scanning: a detailed description. J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci. 2013;33(5):775-9.
115. Kurowski PM, editor. Engineering analysis with SolidWorks simulations 2012.1th ed. SDC Publications; 2012.
116. Ichim I, Li Q, Li W, Swain MV, Kieser J. Modeling of fracture behaviour in biomaterials. Biomaterials. 2007;28(7):1317-26.
117. Martorelli M, Ausiello P. A novel approach for a complete 3D tooth reconstruction using only 3D crown data. Int J Interact Des Manuf. 2013;7(2):125-33.
118. Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate E Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. Comput Methods Programs Biomed. 2011;104(2):292-9.
119. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of restored tooth. J Oral Rehabil. 2006;33(3):209-15.
120. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. J Prosthet Dent. 2003;90(6):591-7.
121. Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. J Prosthet Dent. 2010;103(6):343-51.
122. Tajima K, Chen KK, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. Dent Mater J. 2009;28(2):219-26.

123. Merdji A, Mootanah R, Bouiadjra BA, Benaissa A, Aminallah L, Chikh EB et al. Stress analysis in single molar. *Mat Sci Eng C* 2013;33(2):691-8.
124. Flávia PR, Li J, Silikas N, Ballester RY, Watts DC. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. *Dent Mater*. 2009;25(6):e47-e55.
125. Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Investig*. 2014;18(2):369-75.
126. Cornacchia TP, Las Casas EB, Cimini CA Jr, Peixoto RG. 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical loading. *Med Biol Eng Comput*. 2010;48(11):1107-13.
127. Puškar T. Holografsko ispitivanje deformacije zubnog patrljka endodontski lečenog zuba u toku pripreme za protetičku krunu. [Doktorska disertacija]. Novi Sad: Medicinski fakultet Univerziteta u Novom Sadu; 2009.
128. Mac Donald BJ, editor. Practical stress analysis with finite elements. 1th ed. Dublin: Glasnevin; 2007.
129. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36:463-71.
130. Filipović N, Kojić M, Stojanović B, Ranković V. Modeliranje biomaterijala i tkiva. In: Raković D, Uskoković D, editors. Biomaterijali. Beograd: Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, Društvo za istraživanje materijala; 2010: p. 371-402.
131. Dar FH, Meakin JR, Aspden RM. Statistical methods in finite element analysis. *J Biomech*. 2002;35(9):1155-61.
132. Murray PE, Smith AJ. Saving pulps-a biological basis. An overview. *Prim Dent Care*. 2002;9(1):21-6.

133. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Micro-computerized tomographic analysis of radicular and canal morphology of premolars with long oval canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106(3):e70-6.
134. Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *J Dent*. 2007;35(1):28-35.
135. Kwon OH, Kim DH, Park SH. The influence of elastic modulus of base material on the marginal adaptation od direct composite restoration. *Oper Dent*. 2010;35(4):441-7.
136. Myers GE, Anderson JR Jr. Nature of contacts in centric occlusion in 32 adults. *J Dent Res* 1971;50(1):7-13.
137. Sturdevant JR. Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Maryland Heights(MO): Mosby Inc; 2006. p. 17-64.
138. Lombard M, editor. *SolidWorks surfacing and complex shape modeling bible*. 1th ed. Indianapolis: Wiley Inc. 2008.
139. He LH, Fujisawa N, Swain MV. Elastic modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation. *Biomater*. 2006;27(24):4388-98.
140. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater*. 2004;20(4):322-9.
141. Arola D, Bajaj D, Ivancik J, Majd H, Zhang D. Fatigue of biomaterials: hard tissues. *Int J Fatigue*. 2010;32(9):1400-12.
142. Lin CL, Chang CH, Wang CH, Ko CC, Lee HE. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *J Oral Rehabil*. 2001;28(6):517-25.

143. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18-22.