

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Nikolina Bošković, Maja Šimunić

RAZVOJ 3D NUMERIČKOG MODELA
ZUBA ZA MEHANIČKU ANALIZU
RESTAURATIVNIH MATERIJALA U
DENTALNOJ MEDICINI

Zagreb, 2021.

Ovaj rad izrađen je na Zavodu za tehničku mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu pod vodstvom prof. dr. sc. Tanje Jurčević Lulić, dipl. ing. stroj. i dr. sc. Damjana Čakmaka, mag. ing. mech. i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2020./2021.

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
α_L	1/°C	Linerani koeficijent toplinskog istezanja
λ	J/(s·mm·°C)	Koeficijent toplinske vodljivosti
ν	-	Poissonov faktor
E	N/m ²	Young-ov modul elastičnosti
E_{rel}	%	Relativna greška
F	N	Opterećenje zuba u obliku koncentrirane sile
S	N/m ²	Ekvivalentno naprezanje prema <i>von Misesu</i>
ΔT	°C	Promjena temperature

POPIS KRATICA

Kratika	Objašnjenje
CAD	engl. Computer Aided Design = Oblikovanje pomoću računala
CAI	engl. Computer Associative Interface = Računalno udruženo sučelje
CT	engl. Computed Tomography = Računalna tomografija
EQUIA	engl. Easy-Quick-Unique-Intelligent-Aesthetic = Jednostavno-brzo-jedinstveno-inteligentno-estetski
HU	engl. Hounsfield Unit = Hounsfieldova jedinica
MKE	Metoda konačnih elemenata
SIC	Staklenoionomerni cementi
STEP	engl. Standard for the Exchange of Product Data = Standard za razmjenu podataka o proizvodu
XCT	engl. X-ray Computed Tomography = Računalna tomografija X-zrakama

SADRŽAJ

1. Uvod	1
1.1. Podjela zubi	1
1.2. Građa zuba	2
1.3. Liječenje zuba i materijali ispuna zuba	4
1.3.1. Dentalni amalgam	5
1.3.2. Kompozitni ispun	5
1.3.3. Staklenoionomerni cementi	7
1.4. Utjecaj restaurativnih materijala na zubne strukture	8
2. Hipoteza i cilj rada	9
3. Materijali i metode	10
3.1. Materijalna svojstva	14
3.2. Definiranje analize, opterećenja i rubnih uvjeta	14
3.3. Mreža konačnih elemenata	17
4. Rezultati	21
4.1. Amalgam - rezultati linearne analize metodom konačnih elemenata	21
4.2. Equia Forte - rezultati linearne analize metodom konačnih elemenata	25
4.3. Amalgam - rezultati nelinearne analize metodom konačnih elemenata	30
5. Rasprava	31
6. Zaključak	33
Zahvale	35
Popis literature:	36
Sažetak	39
Summary	40
Životopis	41

POPIS SLIKA

Slika 1. Podjela zubi prema morfološkim karakteristikama [7].....	2
Slika 2. Građa zuba [8].....	2
Slika 3. Dentalni amalgam [15].....	5
Slika 4. Kompozitna ispuna [15].....	6
Slika 5. Prikaz zuba u programskom paketu <i>Mimics</i>	11
Slika 6. 3D model dobiven u programskom paketu <i>Catia</i>	12
Slika 7. Model zuba (a,b) i bloka (c) u programskom paketu <i>Catia</i>	12
Slika 8. Konačni 3D model zuba s ispunom u programskom paketu <i>Abaqus</i>	13
Slika 9. Coupling veza	16
Slika 10. Definirano opterećenje i rubni uvjeti: a) promjena temperature, b) koncentrirana sila i uklještenje.....	17
Slika 11. Dijagram konvergencije	19
Slika 12. Presjek kompatibilne mreže konačnih elemenata na modelu zuba s ispunom	20
Slika 13. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun	21
Slika 14. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun	22
Slika 15. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun	22
Slika 16. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun	23
Slika 17. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	23
Slika 18. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	24
Slika 19. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F=200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	24
Slika 20. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	25
Slika 21. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun	26
Slika 22. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun	26
Slika 23. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	27

Slika 24. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 600$ N: a) Naprežanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	27
Slika 25. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19$ °C i sile $F = 200$ N: a) Naprežanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	28
Slika 26. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19$ °C i sile $F = 600$ N: a) Naprežanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	28
Slika 27. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31$ °C i sile $F = 200$ N: a) Naprežanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	29
Slika 28. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31$ °C i sile $F = 600$ N: a) Naprežanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	29
Slika 29. Rezultati nelinearne analize metodom konačnih elemenata za amalgam kod promjene temperature $\Delta T = 19$ °C: a) Naprežanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun.....	30

POPIS TABLICA

Tablica 1. Materijalna svojstva [26, 27].....	14
Tablica 2. Maksimalno naprezanje prema von Misesu za različiti broj konačnih elemenata i relativna greška između susjednih mreža.....	18

1. Uvod

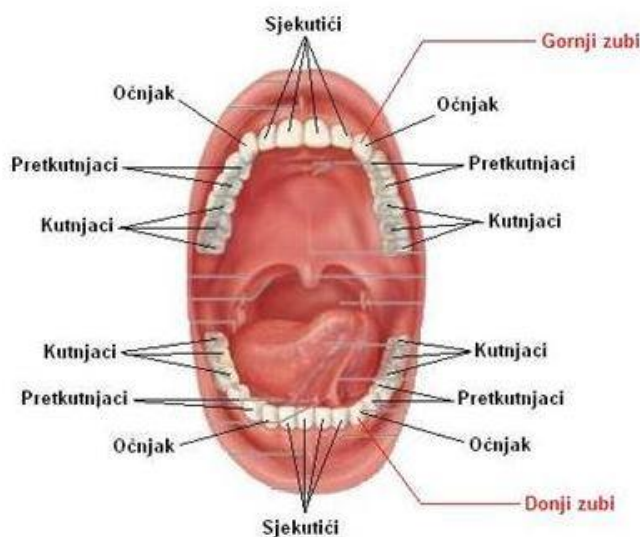
Zubi, kao i ostali prirodni biomaterijali, su anorgansko/organski kompoziti visoke čvrstoće i otpornosti na trošenje. Vanjski dio zuba, caklina, sastoji se od približno 96 % kalcijevog apatita, bilo hidroksiapatita (HAP) $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ili fluorapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$. Tako visok sadržaj minerala osigurava da su zubi najtvrdi, a vjerojatno i najčvršći biološki materijali u ljudskom tijelu [1]. Unatoč navedenim svojstvima, u nekim slučajevima su potrebne korekcije zuba. Karijesom uništeno zubno tkivo potrebno je nadomjestiti prikladnim restaurativnim materijalima. Endodontski liječen zub često gubi značajan dio strukture. Smanjenje zubne mase, prouzročeno pripremom zuba za liječenje, uzrokuje slabljenje zuba [2]. Restauracija zuba podrazumjeva promjenu biomehaničke ravnoteže prirodnog zuba ukoliko se koriste materijali čija čvrstoća nije približno jednaka čvrstoći zuba. Problemi se javljaju kada je tako restauriran zub izložen opterećenjima [3].

1.1. Podjela zubi

Zubi su koštani organi koji se nalaze u ustima većine kralježnjaka i služe za drobljenje i žvakanje hrane. Zubi se mogu podijeliti po vremenu izrastanja, morfološkom obliku i položaju u dentalnom luku. Čovjek ima dva perioda izrastanja zuba: primarna (mliječna) i stalna denticija. Mliječna denticija se sastoji od 20 zuba [4]. Mliječni zubi su privremeni zubi koji čuvaju mjesto za trajne zube. Imaju jedinstvena morfološka, histološka i fizikalno – kemijska svojstva koja ih razlikuju od trajnih zubi [5]. Potrebno je približno 7 godina kako bi se 20 mliječnih zubi zamijenilo trajnim zubima [6]. Stalna denticija se obično sastoji od 32 zuba [4].

Prema morfološkim karakteristikama, zubi se dijele na: sjekutiće, očnjake, pretkutnjake i kutnjake (Slika 1.) U sjekutiće spada 8 zuba, 4 u gornjoj čeljusti i 4 u donjoj čeljusti, a njihova funkcija je sjeckanje i prerezivanje hrane prilikom žvakanja. Očnjaci i u gornjoj i donjoj čeljusti su postavljeni tako da odvajaju sjekutiće i pretkutnjake. Očnjaci služe kao nadopuna sjekutićima i pretkutnjacima prilikom žvakanja, a također im je bitna uloga kidanje hrane prilikom žvakanja. Pretkutnjaci se nalaze između očnjaka i kutnjaka. Podijeljeni su na

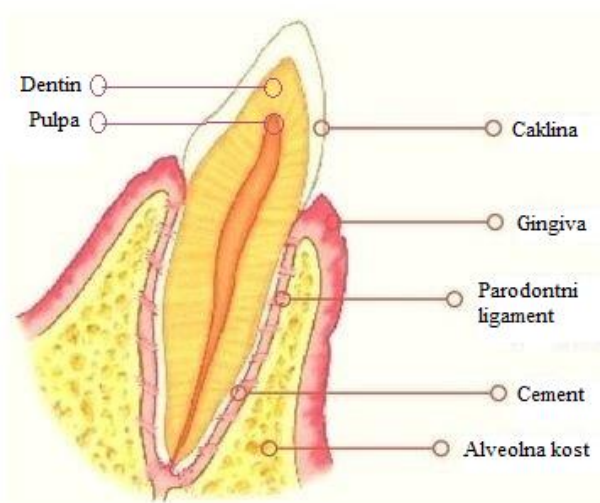
prve i druge pretkutnjake, a funkcija im varira. Mliječni pretkutnjaci ne postoje, već ih zamjenjuju kutnjaci. Kutnjaci su najstariji zubi u ustima, a njihova funkcija je da prilikom žvakanja samelju hranu [4].



Slika 1. Podjela zubi prema morfološkim karakteristikama [7]

Zubi čine tzv. dentalne lukove. Gornji dentalni luk ima oblik poluelipse, a donji oblik parabole. Prema mjestu u zubnom luku, zubi se dijele na: gornje i donje zube, desne i lijeve zube, prednje i bočne zube [4].

1.2. Građa zuba



Slika 2. Građa zuba [8]

Četiri osnovna tkiva tvore zub: caklina, dentin, cement i pulpa (Slika 2.). Prva tri tkiva su tvrde građe, sastoje se od različitog udjela mineralnih tvari koje im daju čvrstoću. Caklina i dentin čine krunu zuba, dok cement i pulpa čine korijen zuba [4].

Caklina se nalazi na površini zuba te prekriva dentin koji nije vidljiv. Normalna boja cakline varira od svijetlo žute do sivkasto bijele boje. Debljina cakline ovisi o dijelu površine zuba koji prekriva. Obično je deblja na vrhu, gdje njezina debljina iznosi oko 2.5 mm, a najtanja je na rubovima što se klinički vidi kao spoj cementa i cakline [4]. Zubna caklina je najtvrđa tvar u ljudskom tijelu, a sastoji se od 92 – 96 % anorganske tvari, tj. mineralne faze i 4 % organskog materijala i plazme. Mineralna faza sadrži primarno kalcijev fosfat u obliku kristala hidroksiapatita koji su karbonizirani ili fluorirani. Mikrostruktura cakline sastoji se od kristala raspoređenih u prizme približno okomite na spoj dentina i cakline prema površini zuba [9].

Dentin je strukturno anizotropni biološki kompozit koji pokazuje lokalne razlike u koncentraciji minerala te gustoći i promjeru zubnih cijevi (tubula). Utjecaj ovih lokalnih razlika od velikog je značaja za vezivanje dentina i razumijevanje patoloških stanja zuba [10]. Dentin je najzastupljenije mineralizirano tkivo u ljudskom zubu, a nalazi se između tvrde cakline i mekane pulpe [11]. Sadrži približno 45 % minerala, 35 % organske tvari i 20 % vode. Na mikroskopskoj razini se sastoji od zubnih cijevi (unutarnjeg promjera 1 – 2 μm) koje se prostiru radijalno od pulpe kroz dentin prema spoju dentina i cakline. Pretpostavlja se da su mehanička svojstva dentina posljedica orijentacije zubnih cijevi [12]. Cjevasta struktura dentina također je odgovorna za njegovu vlastitu hidrataciju zbog kontakta s pulpom [13].

Cement je mineralizirano vezivno tkivo, koje prekriva dentin u predjelu anatomske korijena zuba. Boja mu je žućkasta te je mekši nego caklina i dentin jer je manje mineraliziran. Najdeblji je u predjelu vrha (1 - 2 mm) i na mjestu račvanja korijena (ukoliko se radi o višekorijenskim zubima). Glavna uloga cementa u zubu je da služi kao medij koji pomoću parodontnog ligamenata povezuje zub i kost, točnije čeljust. Donja površina cementa je tangenta na vlakna parodontnog ligamenta, dok je gornja površina spojena čvrsto s dentinom zuba. Također, cement dodiruje caklinu na cementno – caklinskom spoju. Po strukturi je sličan kostima i sadrži 33 % organskih i 45 % anorganskih tvari te 22 % vode. Slično kao dentin, cement se stvara tijekom cijelog života i ima veliki reparatorni potencijal [4].

Zubna pulpa je vezivno tkivo koje se sastoji od fibroblasta i odontoblasta [14]. Smještena je u pulpnoj komori i korijenskom kanalu. Pulpa je u dodiru s vezivnim tkivom parodontne sveze (parodontni ligament) preko vrška (apeksa) svakoga korijena i eventualno bočnim ili dodatnim korijenskim kanalima. Primarna funkcija zubne pulpe je stvaranje dentina (pomoću odontoblasta). Zubna pulpa ima hranidbenu ulogu (opskrba krvlju i hranjivim tvarima), zatim senzoričku (registracija temperature, mehaničkih i kemijskih čimbenika koji djeluju na dentin i pulpu) i obrambenu funkciju (pokretanje upalnog odgovora) [4].

Parodont je potporna struktura zuba koja pomaže vezati zub za okolna tkiva i time mu omogućuje osjećaj dodira i pritiska. Sastoji se od cementa, parodontnog ligamenata, alveolne kosti i gingive. Od ovih dijelova, cement je jedini dio strukture koji pripada samom zubu. Parodontni ligament je vezivno tkivo čija vlakna spajaju zub s alveolnom kosti sa svih strana te spada u meka tkiva. Ta vlakna pomažu zubu ostati na mjestu prilikom tlačnih sila koje se javljaju kod žvakanja. Parodontni ligament sadrži receptore za bol, dodir i pritisak. Djeluje u smislu očuvanja žvačnog sustava prijenosom sila sa zuba na kost, i ublažavanjem istih [4].

Alveolna kost je koštano tkivo koje okružuje i učvršćuje zube te izgrađuje alveolni nastavak koji predstavlja kontinuiranu cjelinu s kostima gornje i donje čeljusti. Osnovna uloga alveolne kosti je potporna uloga (sudjeluje u vezivanju parodontnih vlakana) i prijenosna uloga (preko nje se prenose sile oslobođene tijekom žvakanja, gutanja i govora) [4].

Gingiva (desni) je sluzno tkivo koje leži na alveolnoj kosti, te pridržava meko tkivo s vanjske strane. Veći dio gingive je čvrsto spojen s kosti te odolijeva trenju koje nastaje prilikom žvakanja [4].

1.3. Liječenje zuba i materijali ispuna zuba

Kod liječenja karijesa, stomatolog prvo mora ukloniti karijes i doći do zdravog dijela zuba. Ako je karijes napredovao do pulpe zuba, provodi se endodontsko liječenje, što znači da pulpu treba umrtviti, odstraniti umrtvljene ostatke pulpe, očistiti korijenske kanale te ih proširiti i ispuniti. Karijesom uništeno zubno tkivo potrebno je nadomjestiti prikladnim restaurativnim materijalom. Kao ispun koriste se dentalni amalgami i kompozitni materijali [15].

1.3.1. Dentalni amalgam

Dentalni amalgam je slitina žive s jednom ili više kovina (srebro, kositar, bakar i dr.) [15]. Prikazan je na Slici 3.



Slika 3. Dentalni amalgam [15]

Prednosti dentalnog amalgama su iznimna otpornost na djelovanje žvačnih sila, malo trošenje, otpornost na djelovanje tlačnog opterećenja, jednostavna primjena i pristupačna cijena. Nedostatci dentalnog amalgama su opsežnost brušenja zdravog tkiva radi zadržavanja amalgamskog ispuna, neprirodnost boje, moguća toksičnost zbog velikog udjela žive, korozija, pojava sekundarnog karijesa, odnosno mikropukotina koje su put ulaska i zadržavanja bakterija, te nemogućnost vezivanja za tvrda zubna tkiva. Budući da je amalgam otporniji na tlak, a manje otporan na vlak i savijanje, kavitet mora biti oblikovan tako da ispun uglavnom bude izložen tlačnim silama, a ne vlačnom opterećenju i savijanju. Elektrokemijska korozija i mehaničke sile uzrokuju oštećenje amalgamskog ispuna. Korozija, zbog kemijskih reakcija, oštećuje površinski i ispodpovršinski sloj amalgama, a tako oslabljen ispun lakše je podložan trošenju. Amalgam je dobar vodič topline, a termički mu je koeficijent provodljivosti veći od dentina pa je potrebno zaštititi dentin i pulpu odgovarajućim sredstvima. Iako se poliranjem površine amalgamskog ispuna povećavaju mehanička otpornost i otpornost prema koroziji, poboljšava rubno zatvaranje i postiže bolji izgled, u današnje vrijeme dentalni amalgami se zamjenjuju kompozitnim ispunima [15].

1.3.2. Kompozitni ispun

Veliki korak prema restaurativnim materijalima s poboljšanim karakteristikama je pojava kompozitnih materijala. Kompozitni ispun, prikazan na Slici 4., u potpunosti je nemetalan,

sposoban je vezati se za tvrdo zubno tkivo, toplinski je inertan i zadovoljava estetske kriterije. Ušteda tvrdog zubnog tkiva vidi se u samom izgledu kaviteta. Preparacija ima zaobljeniji izgled, dakle potrebno je ukloniti karijes, a kako se materijal ne veže mehaničkim silama, nije potrebno kavitetu dati geometrijski pravilan oblik koji bi to omogućavao. Zaobljene unutarnje linije kaviteta olakšavaju unošenje kompozitnog materijala i manja je šansa da ostane zraka u kavitetu. Stezanje tijekom polimerizacije i posljedično nastajanje rubne pukotine te složenost izrade spadaju u nedostatke kompozitnih ispuna. Također, nedostatak kompozita je i relativno visoka cijena.

Bitna svojstva pri odabiru kompozitnog materijala koja određuju njegovu vrijednost, odnosno trajnost, su tvrdoća, savojna, rastezna i torzijska čvrstoća, elastičnost, trošenje, toplinska i elastična provodnost, polimerizacijsko stezanje, hidroskopsko i toplinsko širenje. Mehanička svojstva poput tvrdoće, čvrstoće i elastičnosti moraju biti što viša, a s druge strane poželjne su što manje vrijednosti trošenja, toplinske i električne provodnosti, polimerizacijskog stezanja te toplinskog širenja. Toplinsko širenje kompozitnih smola, zbog stalnih temperaturnih promjena u usnoj šupljini, čvrsto je povezano i s polimerizacijskim stezanjem, a ovisi o koeficijentu toplinskog širenja materijala. Hidroskopsko širenje javlja se kad materijal apsorbira vodu iz usne šupljine, što zbog širenja materijala dovodi do pojave rubnog obojenja i pukotina koje omogućuju prodor mikroorganizama prema zubnoj pulpi. Nakon izrade ispuna, zub može biti osjetljiv na pritisak, slatku hranu, toplo i hladno. Preosjetljivost je najčešća kod bijelog, ali je moguća i kod amalgamskog ispuna [15].



Slika 4. Kompozitna ispuna [15]

Kompoziti na bazi smole su ograničeni prilikom izravne obnove većih zubnih šupljina, zbog skupljanja materijala i nekih ograničenja mehaničkih svojstava. Preporuča se korištenje toplinski obrađenih kompozita od smole. Toplinsko stvrdnjavanje poboljšava mehaničke kvalitete kompozita [16]. Anizotropni materijali, poput kompozita na bazi smole, imaju različite vrijednosti modula elastičnosti ovisno o smjeru djelovanja sile, dok izotropni materijali (metali, keramika) imaju iste vrijednosti modula elastičnosti neovisno o smjeru djelovanja sile. Modul elastičnosti metala i keramike je značajno veći od vrijednosti modula elastičnosti dentina te se nastoje koristiti materijali koji imaju slična mehanička svojstva kao i dentin [17].

1.3.3. Staklenoionomerni cementi

Sredinom prošlog stoljeća provodila su se istraživanja s ciljem proizvodnje materijala koji bi mogao zamijeniti caklinu i dentin i koji bi im bio sličan po mehaničkim, termičkim i optičkim svojstvima te je nakon nekoliko godina istraživanja proizveden staklenoionomerni cement (SIC) [18]. SIC je dvokomponentni materijal i predstavlja prvi materijal izbora kad se radi o dubokim kavitetima u blizini pulpe, ali i u sanaciji mliječnih zuba. Ima dobra svojstva adhezivnog vezanja za tvrda zubna tkiva, antikarijesni učinak, biokompatibilnost, nisku toksičnost te ekspanziju i kontrakciju slične tvrdim zubnim tkivima. Nedostaci su lošija fizikalno-mehanička svojstva, slabija čvrstoća i niska otpornost na trošenje, lošija mogućnost poliranja te nedovoljna estetika.

Hibridni materijali temeljeni na SIC tehnologiji mogu se modificirati staklenim česticama različitih veličina, a to svojstvo može znatno utjecati na mehanička svojstva materijala. Do nedavno su glavni nedostaci staklenoionomernih cemenata bili njihova slaba mehanička svojstva koja su onemogućavala primjenu u područjima većeg žvačnog opterećenja. U pokušaju poboljšanja fizikalno-mehaničkih svojstva SIC-a, proizveden je EQUIA (GC, Tokio, Japan) sustav mikrolaminiranih staklenoionomera koji je na tržište došao 2007. godine. Naziv dolazi od -engl. Easy-Quick-Unique-Intelligent-Aesthetic što na hrvatskom jeziku znači jednostavno-brzo-jedinstveno-inteligentno-estetski. Noviji sustav EQUIA Forte (GC, Tokio, Japan) pripada tzv. staklo-hibridnoj tehnologiji, kombinira čestice punila različitih veličina: veće čestice (oko 25 μm) i manje čestice (oko 4 μm) koje su visoko reaktivne i daju čvrstoću

restauraciji. Manje čestice povećano otpuštaju metalne ione i potiču ukriženo povezivanje poliakrilnih lanaca, a molekule poliakrilne kiseline velike molekularne mase učvršćuju matriks [19].

1.4. Utjecaj restaurativnih materijala na zubne strukture

Problem kod restauracije zuba predstavljaju veći kaviteti za koje su potrebni materijali poboljšanih mehaničkih svojstava. Moguće rješenje problema je dodavanje staklenih vlakana ili čestica nano veličine u sastav materijala, obzirom da takve čestice mogu promijeniti i poboljšati različita svojstva materijala.

Usna šupljina je složeni biomehanički sustav i teško je na temelju laboratorijskih mjerenja zaključiti o utjecaju restaurativnih materijala na zubne strukture pod djelovanjem opterećenja nastalog tijekom fizioloških funkcija. Kao posljedica opterećenja javlja se naprezanje u strukturama koje se ne može izravno mjeriti. Osim temperaturnih promjena, u usnoj šupljini djeluju sile okluzije koje mogu, prema literaturi, imati vrijednosti do 580 N (najveća sila ugriza zdravih ljudi u stražnjim područjima); ostala istraživanja sugeriraju da se te vrijednosti razlikuju između muškaraca (522 N) i žena (441 N) [20].

U dostupnoj literaturi postoje 3D numerički modeli [20, 21], ali uglavnom su analizirani kompozitni materijali i slučajevi s endodontski liječenim zubima (čišćenje i brtvljenje pulpe i korijenskog kanala), a nedostaje istraživanja s analizom napreznja kod novijih ojačanih staklenih ionomera na zubima koji su vitalni (u kojima je pulpno tkivo), gdje je potrebno ispuniti kavitet koji je u kontaktu samo s caklinom i dentinom [16].

Amalgami i staklenoionomerni cementi se ubrajaju u kategoriju osnovnih materijala za ispune. Nazivaju se osnovnima zbog njihove dugotrajnosti, ekonomičnosti i lakog korištenja. Najčešće se koriste bez adheziva i postavljaju se u jednom sloju u kavitet, samostvrđavajući su i ne zahtijevaju kompliciranu opremu za korištenje. Zbog žive u amalgamu, odnosno toksičnosti amalgama, postoji potreba za pronalaskom alternativnih materijala. Zbog velike vjerojatnosti da će amalgam u skorjoj budućnosti biti ograničen u upotrebi, pitanje je hoće li najnovija generacija SIC-a, temeljena na staklo-hibridnoj tehnologiji, postati alternativni materijal.

2. Hipoteza i cilj rada

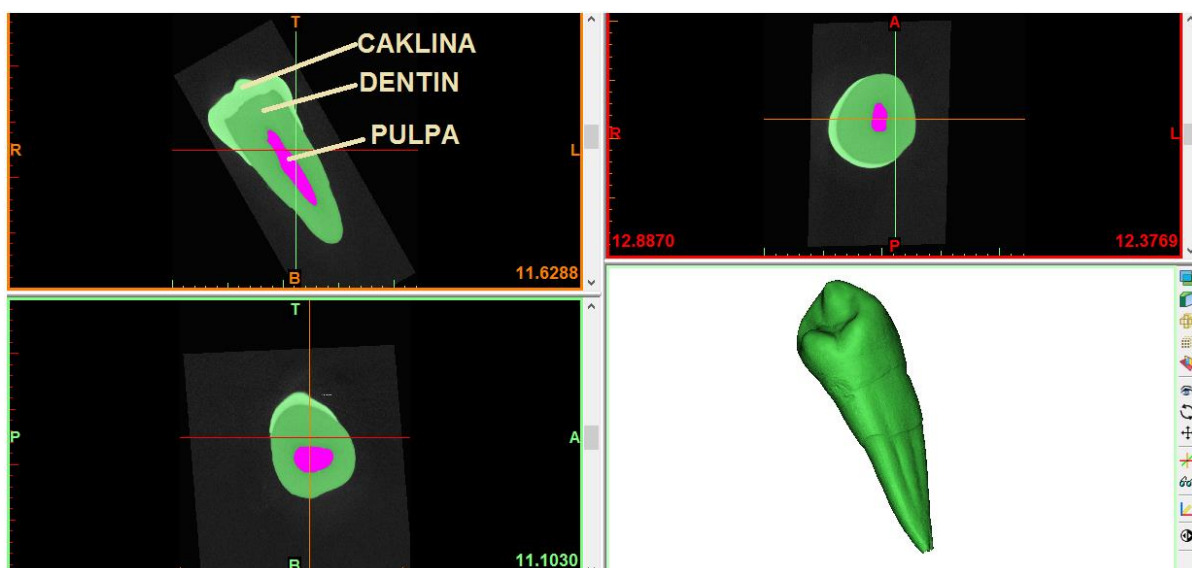
Cilj rada je odrediti naprezanja u zubu s amalgamskim ispunom te zamjenom za amalgam - hibridnim ispunom Equia Forte kako bi se dobio odgovor o razlikama u ponašanju navedenih materijala u kliničkim uvjetima te pridonijelo razumijevanju biomehaničkih događanja unutar usne šupljine, odnosno kako bi se utvrdio utjecaj okluzije i temperaturnih promjena u usnoj šupljini na ponašanje navedenih restaurativnih materijala u kavitetima u interakciji s tvrdim zubnim tkivom.

Hipoteza rada je da je moguće, na temelju CT (engl. Computed Tomography) snimke zuba, razviti 3D numerički model zuba koji će omogućiti analizu naprezanja u restaurativnom materijalu u kontaktu sa zubnom strukturom kod različitih uvjeta opterećenja u usnoj šupljini. Numerički model će omogućiti variranje geometrije kaviteta zuba, materijala ispune i opterećenja koje djeluje na zub.

3. Materijali i metode

Za procjenu ponašanja materijala ispuna u kliničkim uvjetima, razvijen je 3D model zuba (pretkutnjak ekstrahiran iz ortodontskih razloga, ne za potrebe istraživanja) za analizu pomoću MKE. Numeričke analize se koriste za procjenu rizika od neuspjelog zubnog liječenja koje rezultira oštećenjem strukture tvrdog zubnog tkiva ili materijala za ispun. Poznavanje raspodjele naprezanja u području ispuna omogućuje procjenu stupnja čvrstoće pojedinih tkiva ispitivane konfiguracije. U istraživanju su korištene CT snimke jednokorijenskog zuba prednjeg segmenta gornje čeljusti. Zub je dobiven od strane Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, a snimanje je provedeno na XCT (engl. X-ray Computed Tomography) uređaju Nikon XT H 225 u Nacionalnom laboratoriju za duljinu na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Iz primarnog modela moguće je konstruirati više sekundarnih modela (različiti restaurativni materijali, različita opterećenja). Kavitet na kruni zuba ispunjen je restaurativnim materijalima amalgamom i Equia Forte, a primijenjeno je statičko opterećenje od 200 N i 600 N okomito na okluzalnu plohu zuba. Temperatura u ustima uobičajeno iznosi 36 °C. Promjena temperature, kod konzumiranja tople i hladne hrane i pića, je u rasponu od 5 °C do 55 °C [16].

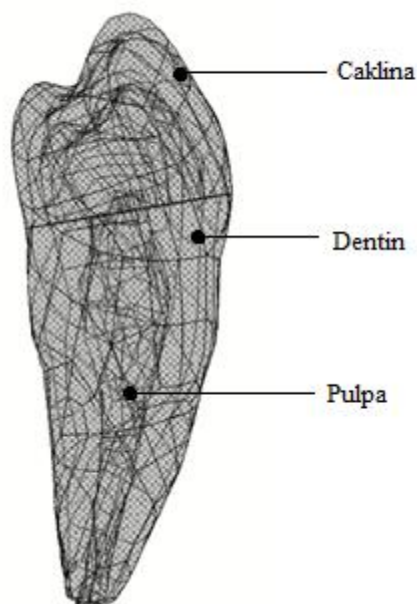
Pomoću CT snimki zuba, napravljen je model u računalnom programu *Mimics Inovation Suite Research Edition 17.0.0.435* (Materialise, Leuven, Belgium). 3D objekti koji se kreiraju u *Mimicsu* nastaju superponiranjem željenih dijelova 2D slika, tzv. maski. Razlike između pojedinih anatomskih cjelina, tkiva i tvari *Mimics* prepoznaje na osnovu razlike u HU vrijednostima (engl. Hounsfield Unit) koje već ima integrirane za pojedina tkiva i organe. HU vrijednosti za zub (caklina i dentin) iznose od 1989 do 3071. Caklina ima vrijednost HU 3071, a raspon od 1989 do 3071 pripada dentinu. Meka tkiva, uključujući i pulpu, imaju raspon HU -70 do 225. Slika 5. prikazuje presjek zuba u 3 ravnine i 3D model zuba. Pulpa je prikazana rozom bojom, dentin tamnozelenom, a caklina svijetlozelenom bojom.



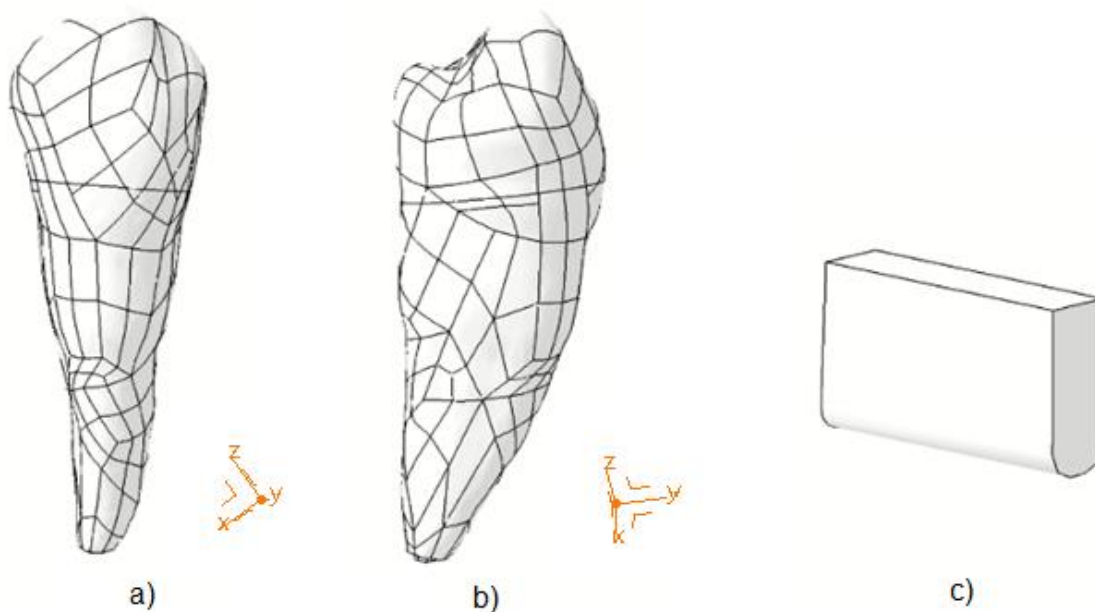
Slika 5. Prikaz zuba u programskom paketu *Mimics*

Nakon što je definirana geometrija modela u *Mimicsu*, pristupljeno je generiranju modela u programu *3-matic Research 12.0*. Model dobiven u programu *Mimics* ubačen je u program *3-matic*. Pomoću programa *3-matic* dobiven je model u STEP formatu (engl. Standard for the Exchange of Product Data) koji je prikladan za učitavanja u CAD (engl. Computer Aided Design) programske pakete.

Za izradu trodimenzionalne geometrije pretkutnjaka korišten je program *Catia V5R18*. *Catia* je CAD program za modeliranje 3D modela, gdje su kreirana 4 *body parta*: caklina, pulpa i dentin koji čine zub i model bloka koji služi za virtualno oblikovanje ispuna u programskom paketu *Abaqus 6.14-5*. Caklina, pulpa i dentin vidljivi su na Slici 6., a model zuba i bloka nalaze se na Slici 7.



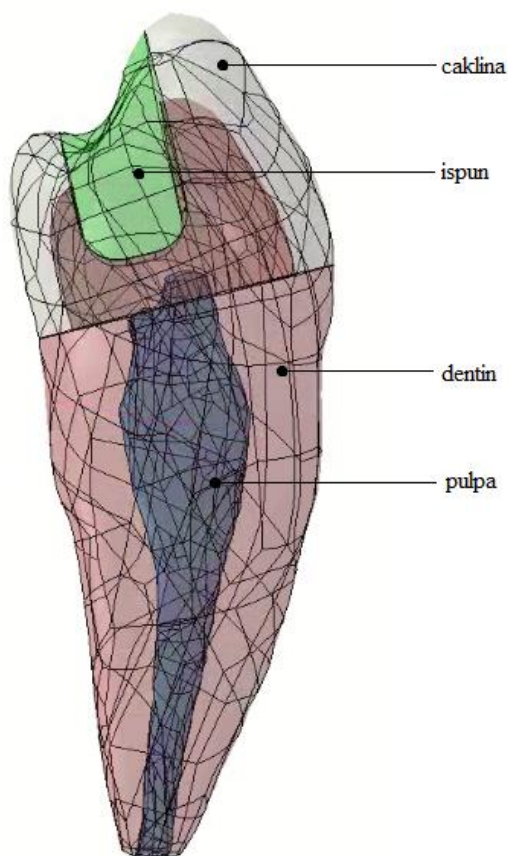
Slika 6. 3D model dobiven u programskom paketu *Catia*



Slika 7. Model zuba (a,b) i bloka (c) u programskom paketu *Catia*

Dobiveni *Partovi* učitani su u *Abaqus* putem *CAI* translatora (engl. Computer Associative Interface) kako bi se provela simulacija pomoću metode konačnih elemenata. Nakon virtualnog oblikovanja ispuna, svi dijelovi su spojeni u cjelinu koristeći funkciju *Merge Geometry* koja radi na „Boolean“ principu. Za razliku od ostalih načina spajanja dijelova u cjelinu, *Merge Geometry* omogućuje povezivanje svih zasebnih dijelova zuba u jedan dio.

Tako je moguće generirati kompatibilnu mrežu konačnih elemenata u cijelom 3D modelu zuba. Postupak povezivanja svih zasebnih dijelova u jedan dio odvija se na način da se prvo izreže pulpa iz dentina kako bi geometrija pulpe odgovarala dentinu. Potom se dentin i pulpa spajaju u jedan dio te se naknadno spoje s caklinom u model zuba. Blok sa Slike 7. izreže se iz zuba s iste slike te se dobije zub s kavitetom. Dobiven zub izreže se iz ispuna kako bi se dobio kalup zuba. Izrezivanjem kalupa zuba iz bloka dobije se ispun vidljiv na Slici 8. zeleno obojen. Postupak završava spajanjem ispuna i zuba s kavitetom čiji spoj je vidljiv na Slici 8. Nakon što se kreira konačni 3D model zuba s ispunom, u *Abaqusu* se zubnim stukturama i ispunu dodijele materijalna svojstva, definira se tip analize, opterećenja i rubni uvjeti te generira mreža konačnih elemenata. Metoda konačnih elemenata koristi se za izračunavanje napreznja i deformacija u svakom elementu te je korisna za razumijevanje mehaničkih aspekata biomaterijala i tkiva koja se teško mogu mjeriti *in vivo* [22].



Slika 8. Konačni 3D model zuba s ispunom u programskom paketu *Abaqus*

3.1. Materijalna svojstva

Biološki materijali obično su građeni od raznih struktura koje se mogu promatrati na mikroskopskoj i makroskopskoj skali. Zubi su u osnovi anorgansko/organski kompoziti vrlo visoke čvrstoće [1]. U literaturi [1, 2, 3, 10, 11, 13, 16, 18, 20] se mogu pronaći različiti podaci za materijalna svojstva zubnih struktura. Razlike u vrijednostima ponajviše proizlaze iz različitosti metoda kojima su se utvrđivale. Osim toga, pokazalo se da dentin posjeduje različita svojstva ovisno o broju, promjeru i orijentaciji zubnih cijevi [17]. Unatoč tome što su strukture heterogene i anizotropne, u brojnim istraživanjima [20, 23, 24, 25] se smatraju homogenim, izotropnim i linearno elastičnim. Stoga je i u ovom radu uvedeno pojednostavljenje i svi se materijali smatraju homogenim i izotropnim. Tablica 1. prikazuje materijalna svojstva preuzeta iz literature [26, 27].

Tablica 1. Materijalna svojstva [26, 27]

Materijal	Youngov modul, MPa	Poissonov faktor, -	Koef. toplinske vodljivosti, J/(s·mm·°C)	Linearni koef. toplinskog istežanja, 1/°C
Dentin	18 600	0.31	$6.3 \cdot 10^{-4}$	$10.6 \cdot 10^{-6}$
Čaklina	84 100	0.33	$9.2 \cdot 10^{-4}$	$17 \cdot 10^{-6}$
Pulpa	2	0.45	$6.7 \cdot 10^{-4}$	$180 \cdot 10^{-6}$
Equia Forte	13200	0.3	$1.5 \cdot 10^{-3}$	$10.5 \cdot 10^{-6}$
Amalgam	48 300	0.35	$2,31 \cdot 10^{-2}$	$25 \cdot 10^{-6}$

3.2. Definiranje analize, opterećenja i rubnih uvjeta

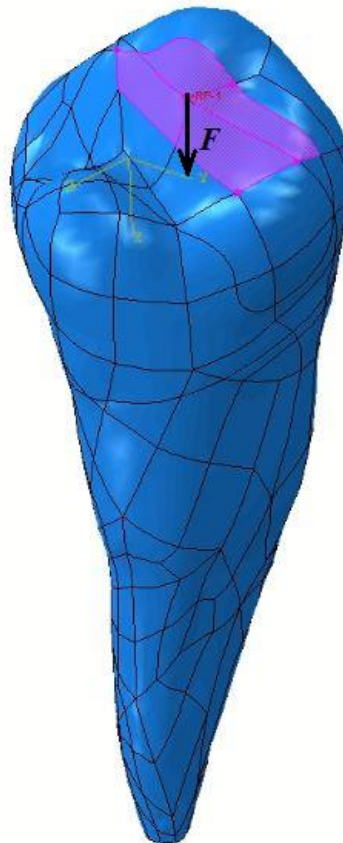
U literaturi [16, 20], provedene su nelinearne i linearne analize u svrhu određivanja raspodjele naprežanja u zubnim tkivima i ispunu za različito primijenjenu okluzijsku silu. U radu [20] je linearna statistička analiza dala približno jednake rezultate kao i eksperiment. Razlog za linearnu analizu je i računalno, odnosno vremenski manje intenzivan proračun i veći broj mogućih parametarskih simulacija u manjoj jedinici vremena.

U ovom radu je također korištena linearna statička analiza. Budući da su zubi u usnoj šupljini uglavnom izloženi mehaničkom naprežanju uslijed funkcionalnih žvačnih aktivnosti te

toplinskom naprezanju uslijed promjene temperature, simulirano je djelovanje temperaturne promjene i koncentriranih sila na zubne strukture i ispun.

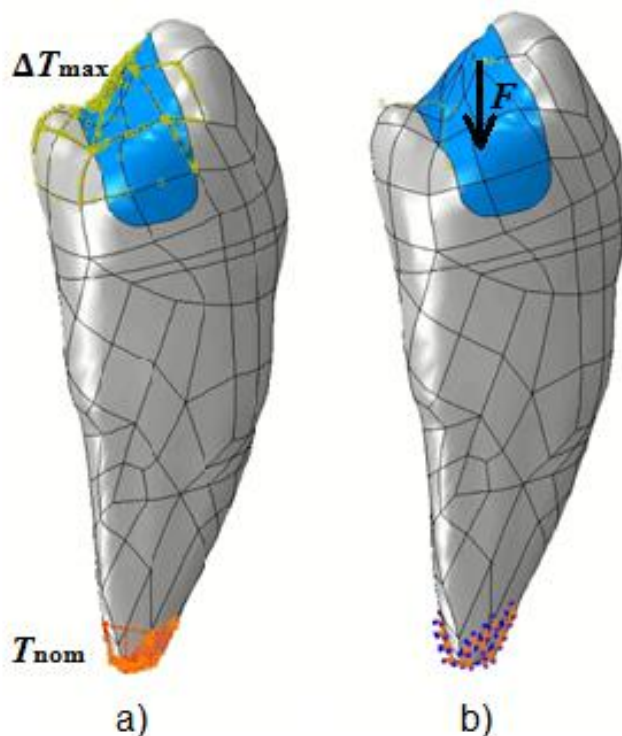
Za slučaj toplinskog opterećenja korišten je *Step: Heat Transfer* i opcija *Steady-state*. Za analizu naprezanja korišten je *Step: Static, General*, statička analiza u kojoj je zanemaren utjecaj inercije i vremenski ovisnog ponašanja materijala.

Za analizu toplinskog naprezanja korištena su dva modela: u prvom modelu je definirana promjena temperature, a u drugom modelu je narinut rubni uvjet uklještenja i prethodno definirano temperaturno polje. Temperaturno polje je definirano na način da su se rezultati prve simulacije (model s definiranom promjenom temperature) koristili kao ulazni podaci, tj. kao rubni uvjeti, za analizu naprezanja. Maksimalna promjena temperature narinuta je na površinu cakline, a nominalna je postavljena na dno zuba. Uklještenje je postavljeno na korijen zuba kako bi se imitirala alveolna kost. Koncentrirana sila narinuta je na način da se njezin utjecaj očituje na plohu zuba raspodjelom sile po grupi čvorova na površini ispuna. To je postignuto *Distributing Coupling* vezom u programskom paketu *Abaqus* gdje je referentna točka povezana s površinom čime je omogućen prijenos opterećenja po grupi čvorova na površini ispuna, prikazano na Slici 9. *Distributing Coupling* veza preko težinskih faktora omogućuje deformabilnost površine s kojom je povezana referentna točka. Ljubičasta površina, sa slike 9., povezana je s referentnom točkom vezom *Distributing Coupling*. Pritom resultantna sila na površini odgovara koncentriranoj sili u referentnoj točki.



Slika 9. Coupling veza

Slika 10. prikazuje definirana opterećenja i rubne uvjete: a) promjena temperature, b) koncentrirana sila i uklještenje.



Slika 10. Definirano opterećenje i rubni uvjeti: a) promjena temperature, b) koncentrirana sila i uklještenje

3.3. Mreža konačnih elemenata

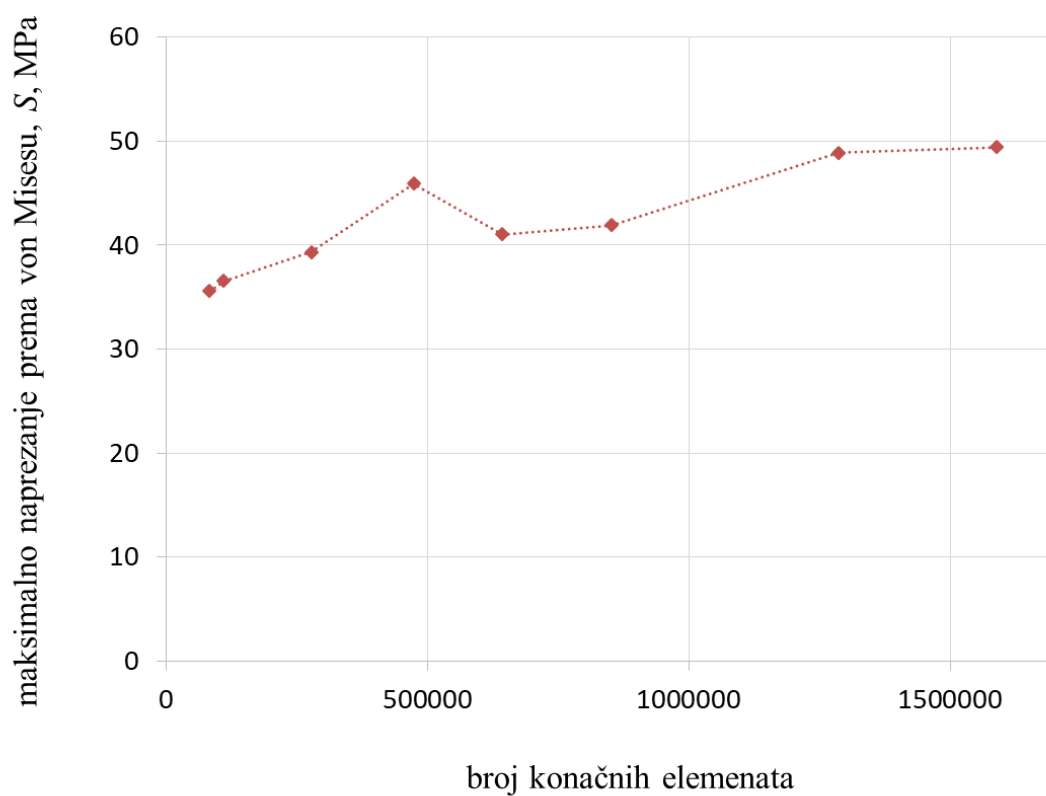
Za konačne elemente korišteni su tetraedarski elementi drugog reda. Za toplinsku analizu odabrani su *Heat Transfer* elementi (DC3D10), a za analizu naprezanja odabrani su *3D Stress* elementi (C3D10). U oba modela (*Heat Transfer* i *Stress*) korištena je ista gustoća diskretizacije što omogućuje kompatibilnost i veću točnost superpozicije razlike temperaturnog polja.

Cilj metode konačnih elemenata je što točnije opisati razmatrani problem. Dakle, rješenja se moraju što više približiti točnim vrijednostima naprezanja, deformacija i pomaka. Usitnjavanjem mreže konačnih elemenata energija deformiranja konvergira točnom iznosu energije deformiranja proračunskog modela [28].

Konvergencija je ispitana na modelu zuba bez ispuna za slučaj djelovanja temperaturne promjene 19 °C. Korišten je različit broj konačnih elemenata sve dok nije dobivena prihvatljiva mreža, tj. dok relativna greška dvije susjedne mreže nije iznosila manje od 3 %, a na modelu se nije pojavljivala singularnost naprezanja. Relativna greška izračunava se pomoću izraza (Greška) $E_{rel} = (S_n/S_{n-1} - 1) \cdot 100\%$, gdje je „n“ broj trenutne analize, a „n-1“ broj prethodne analize. Dobivene greške prikazane su u Tablici 2, dok je konvergencija prikazana na Slici 11.

Tablica 2. Maksimalno naprezanje prema von Misesu za različiti broj konačnih elemenata i relativna greška između susjednih mreža

Broj konačnih elemenata	Maksimalno naprezanje prema von Misesu S, MPa	Greška E_{rel}, %
82706	35,59	
109607	36,55	2,69739
277505	39,3562	7,67770
473730	45,94	16,72870
643473	41,0259	-10,69680
852008	41,918	2,17448
1287084	48,89	16,63247
1589959	49,43	1,10452



Slika 11. Dijagram konvergencije

Zadovoljavajuća mreža konačnih elemenata za zub sadrži 1287084 konačnih elemenata. Dodavanjem ispuna, konačna mreža za zub s ispunom sastoji se od 1467552 elemenata i 1998925 čvorova kao što prikazuje Slika 12.



Slika 12. Presjek kompatibilne mreže konačnih elemenata na modelu zuba s ispunom

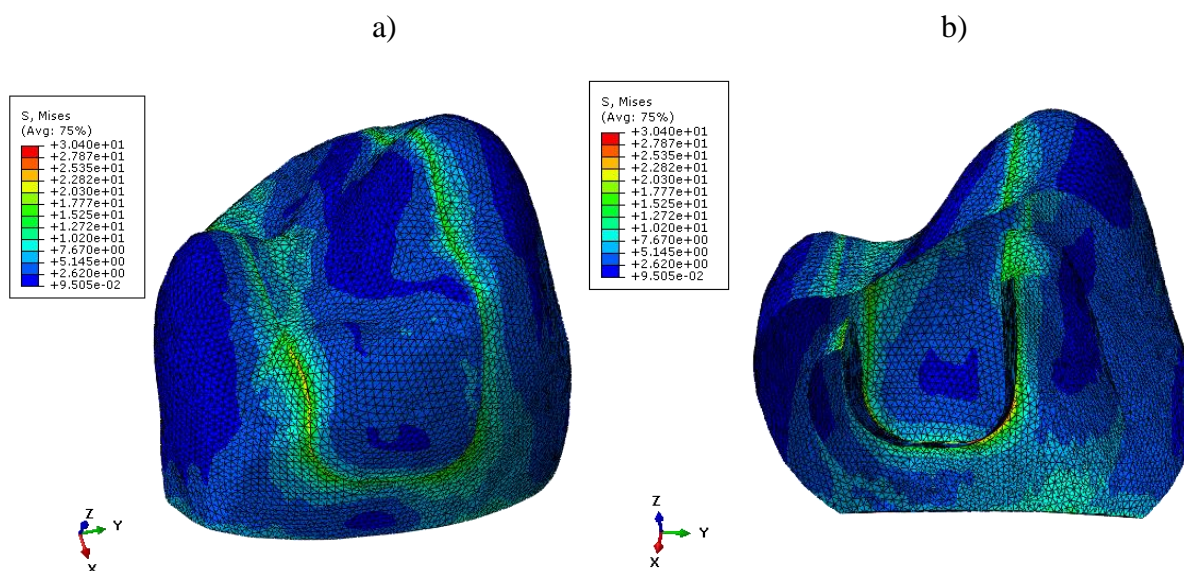
4. Rezultati

Nakon provedene linearne analize metodom konačnih elemenata dobiveni su rezultati za pojedini materijal ispuna. Prethodno navedeni i opisani materijali su amalgam i Equia Forte. Kako se maksimalna naprezanja javljaju na spoju cakline i ispuna te na samom ispunu, priloženi rezultati prikazuju njihov spoj, a dentin i pulpa su zanemareni. Naprezanja su izražena u MPa.

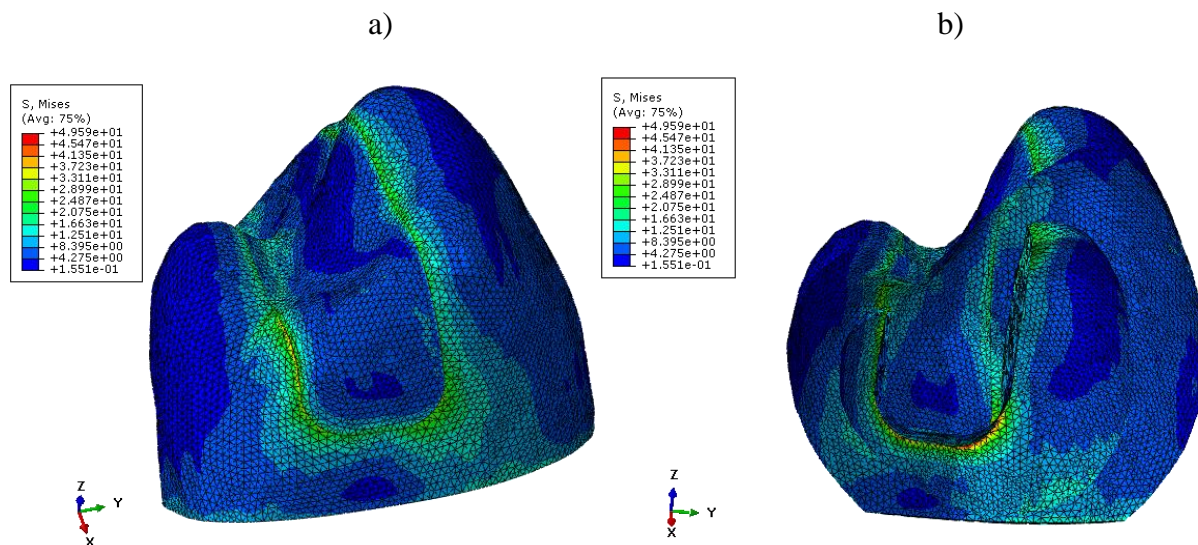
4.1. Amalgam - rezultati linearne analize metodom konačnih elemenata

Materijal, čija svojstva obuhvaća prva analiza, je amalgam. Provedeno je 8 različitih analiza, ovisno radi li se od promjeni temperature od $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ ili $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ te ovisno o statičkom opterećenju u iznosu sile od $F = 200\text{ N}$ i $F = 600\text{ N}$.

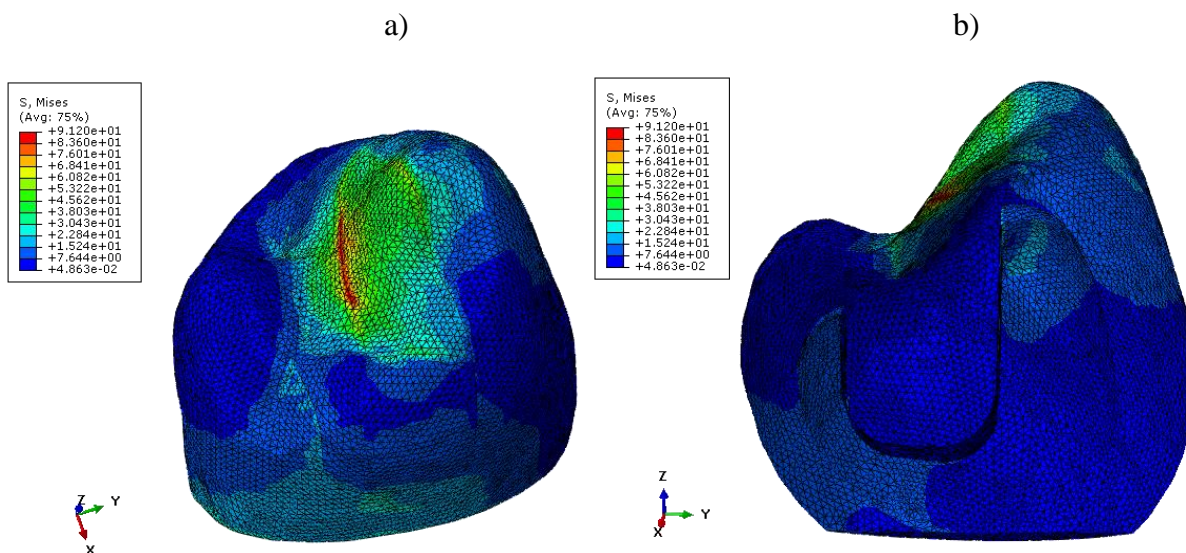
1. Analiza: $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ - Naprezanje prema von Misesu S



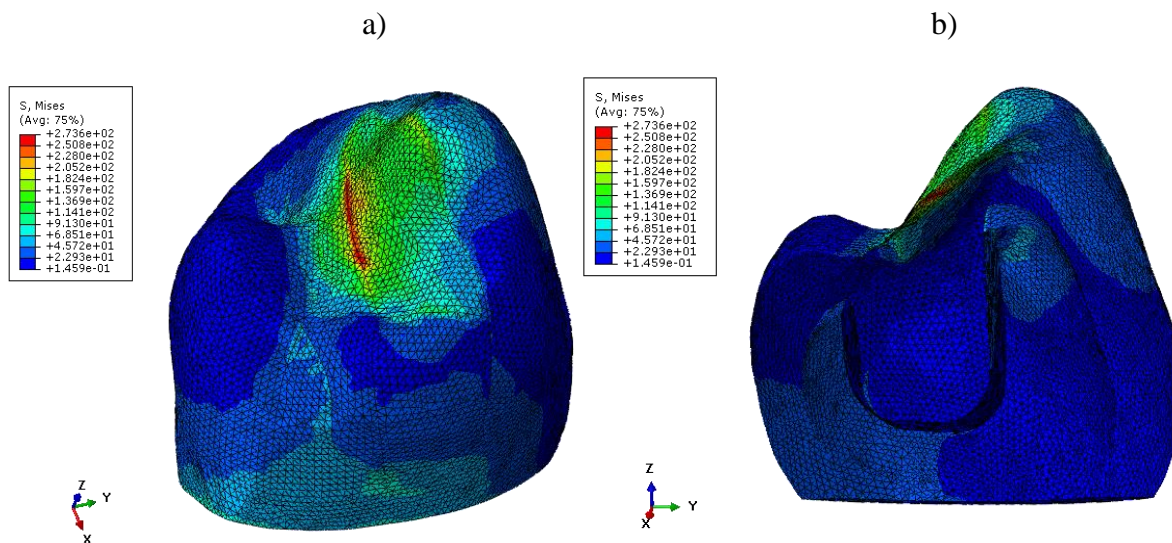
Slika 13. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

2. Analiza: $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

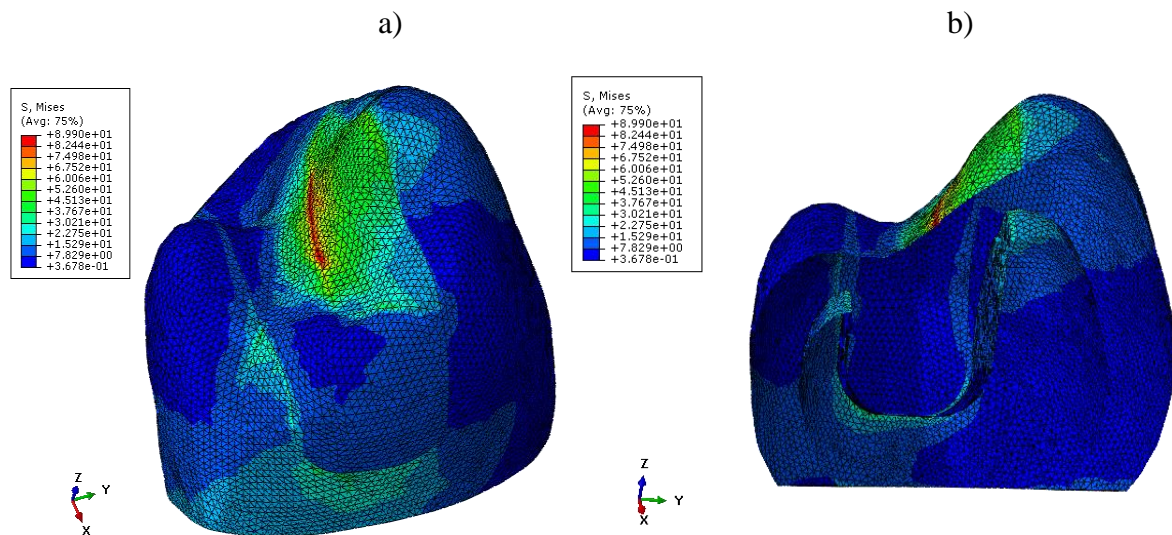
Slika 14. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

3. Analiza: $F = 200\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

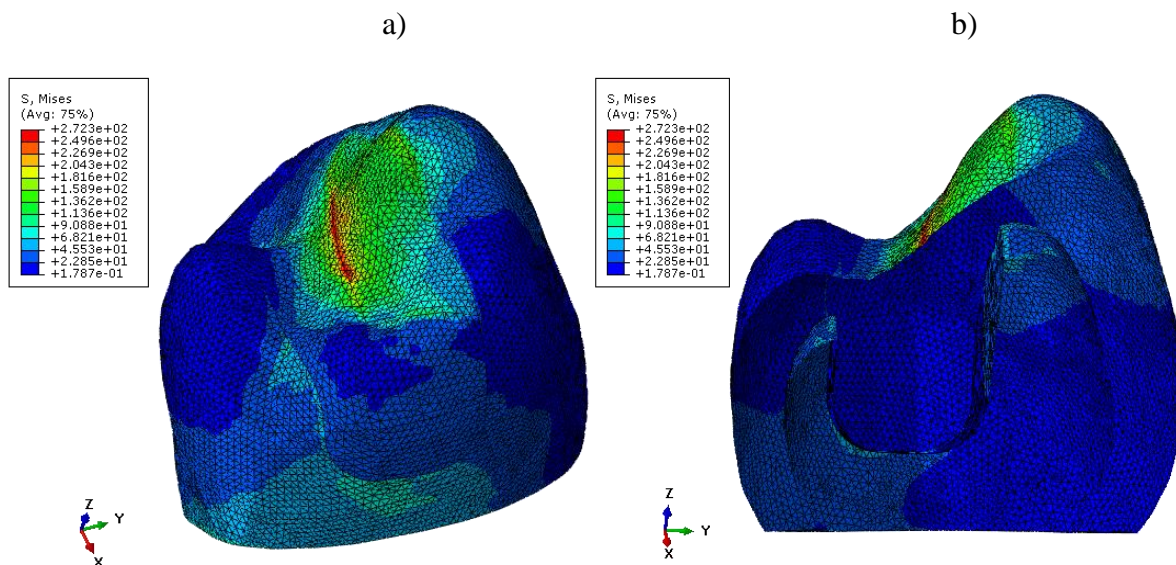
Slika 15. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

4. Analiza: $F = 600$ N - Naprezanje prema von Misesu S 

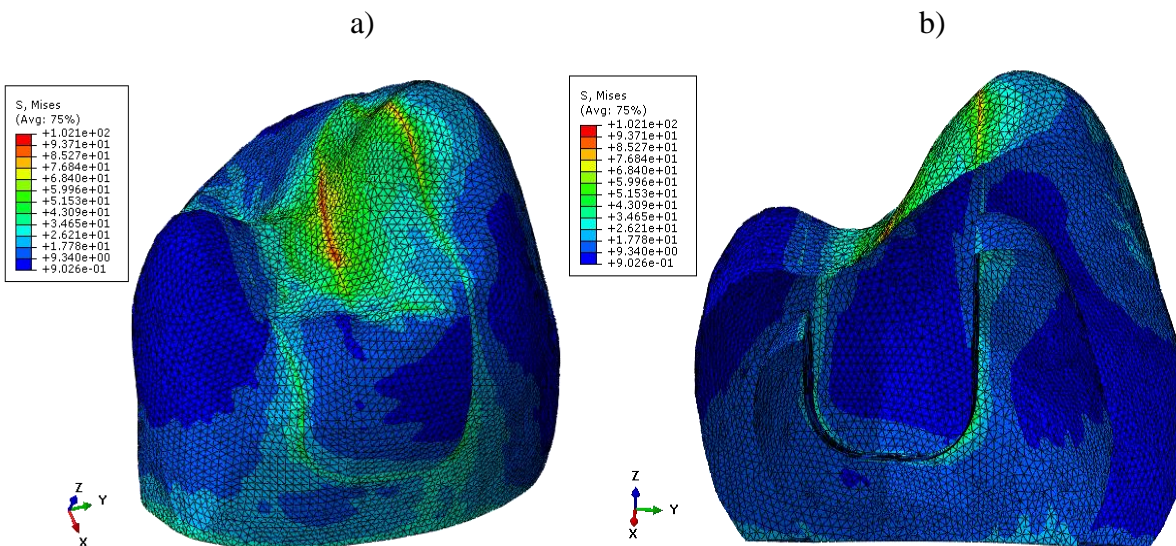
Slika 16. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 600$ N: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

5. Analiza: $\Delta T = 19$ °C i $F = 200$ N - Naprezanje prema von Misesu S 

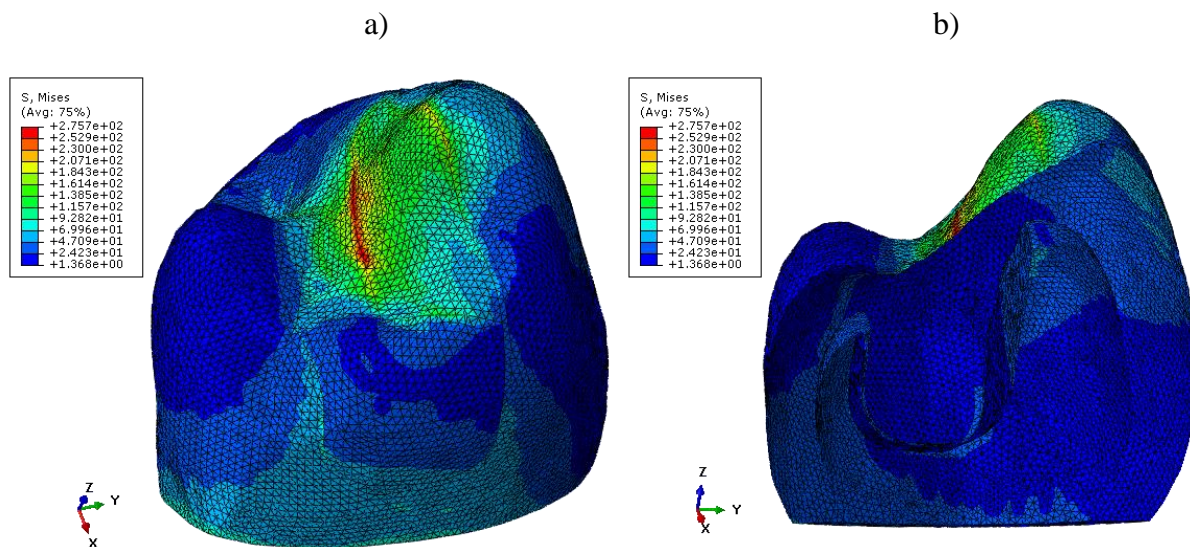
Slika 17. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19$ °C i sile $F = 200$ N: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

6. Analiza: $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $F = 600\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

Slika 18. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

7. Analiza: $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $F = 200\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

Slika 19. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F=200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

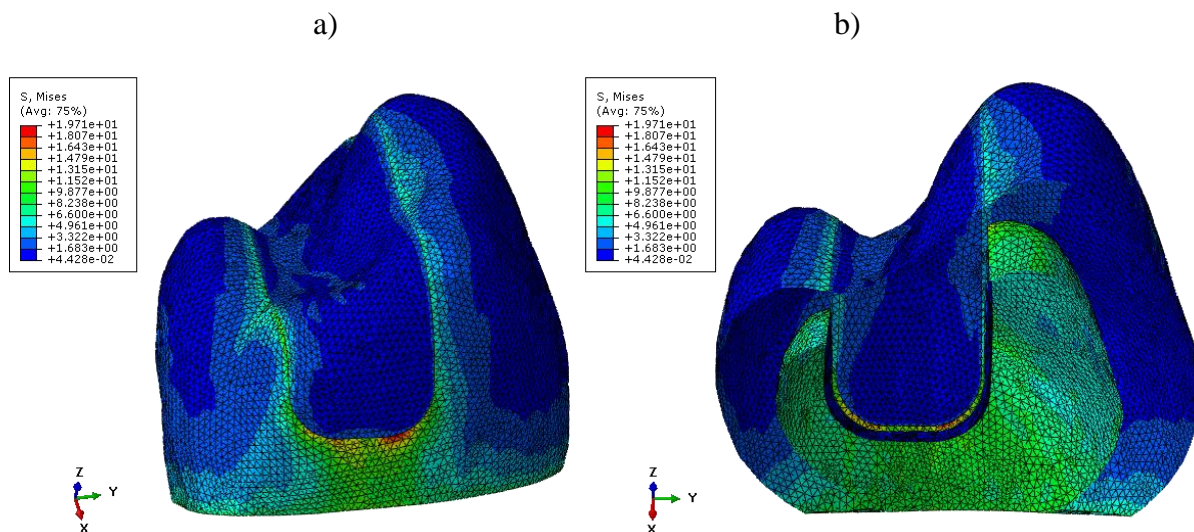
8. Analiza: $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $F = 600\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

Slika 20. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za amalgam na spoju cakline i ispunu kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

4.2. Equia Forte - rezultati linearne analize metodom konačnih elemenata

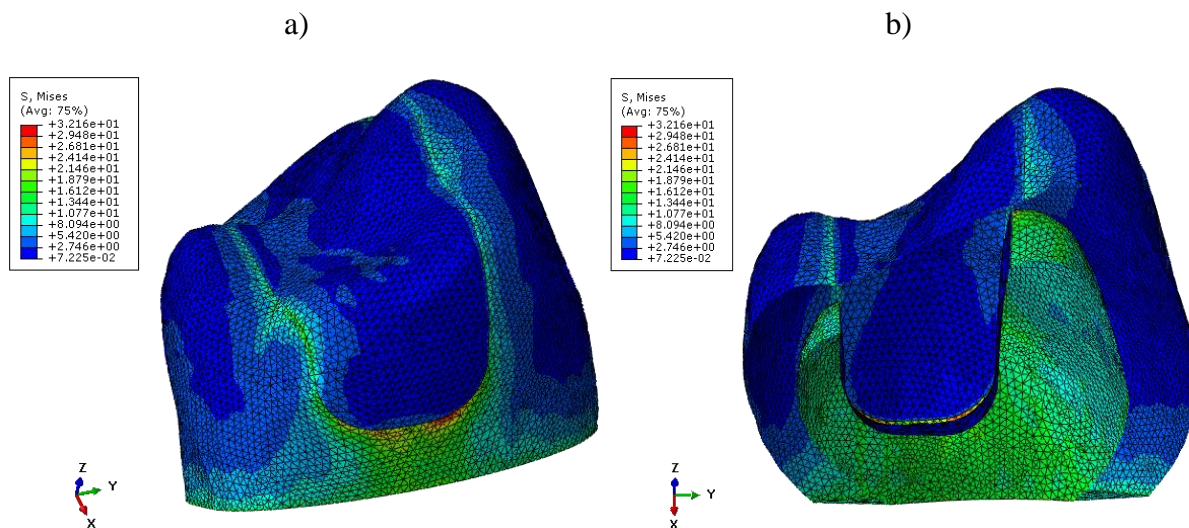
U drugom setu analiza metodom konačnih elemenata ispunu su dodijeljena svojstva materijala Equie Forte iz Tablice 1. Dobiveno je 8 različitih analiza, ovisno radi li se od promjeni temperature od $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ ili $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ te ovisno o statičkom opterećenju od $F = 200\text{ N}$ i $F = 600\text{ N}$.

1. Analiza: $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ - Naprezanje prema von Misesu S

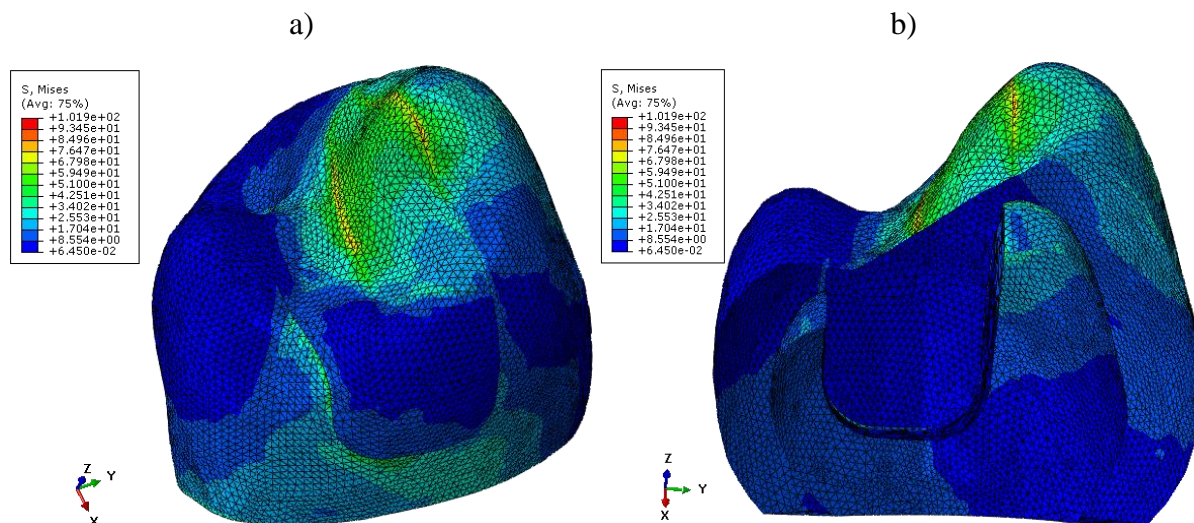


Slika 21. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

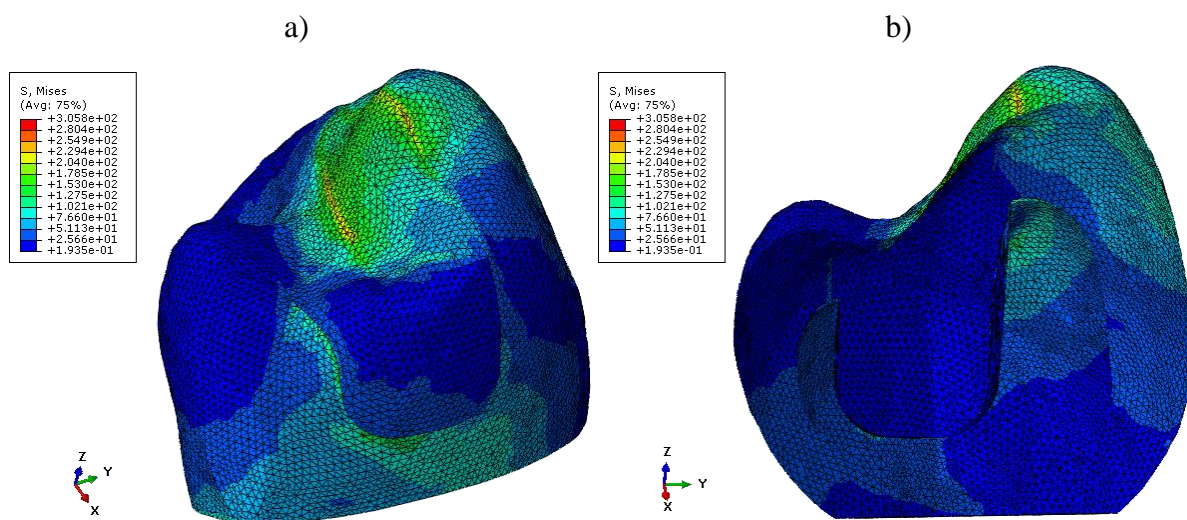
2. Analiza: $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ - Naprezanje prema von Misesu S



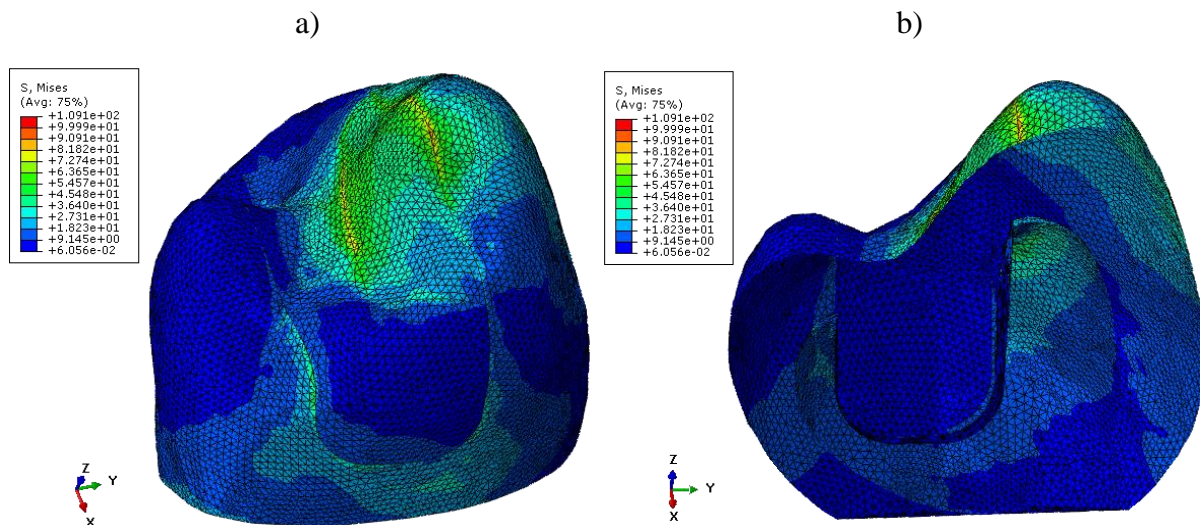
Slika 22. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

3. Analiza: $F = 200\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

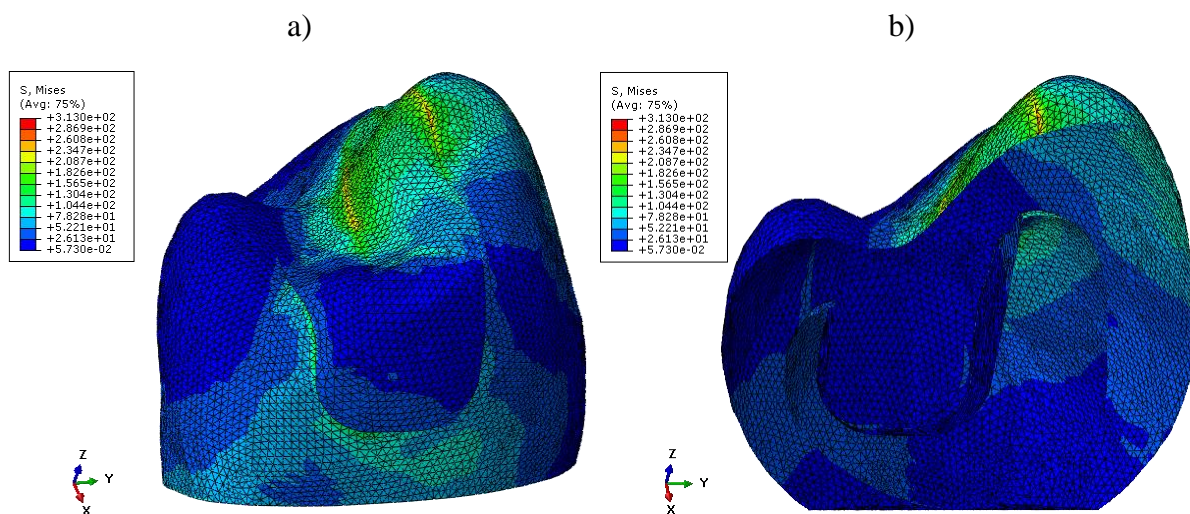
Slika 23. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

4. Analiza: $F = 600\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

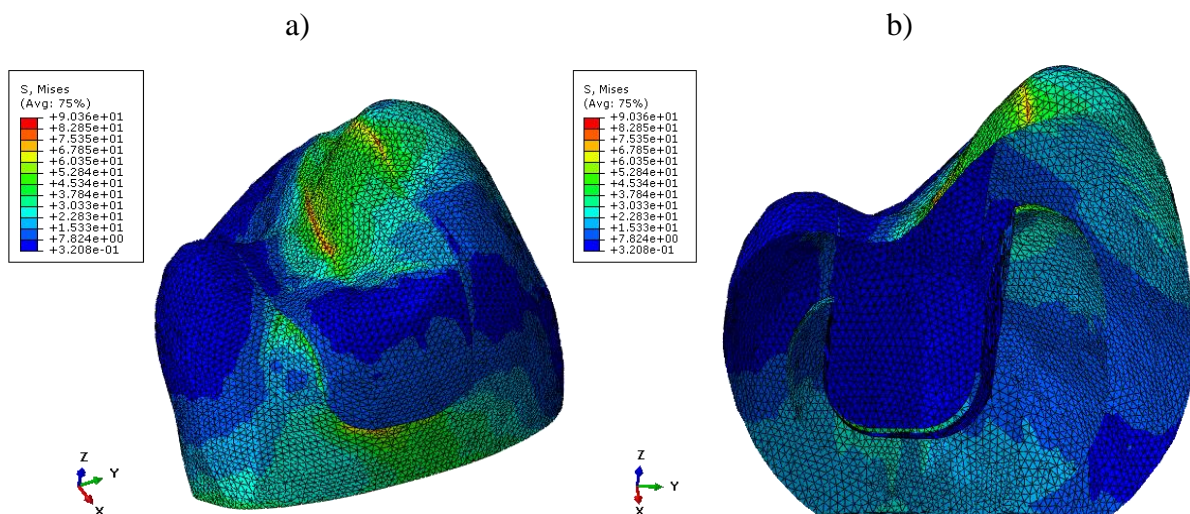
Slika 24. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispuna kod djelovanja sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

5. Analiza: $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $F = 200\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

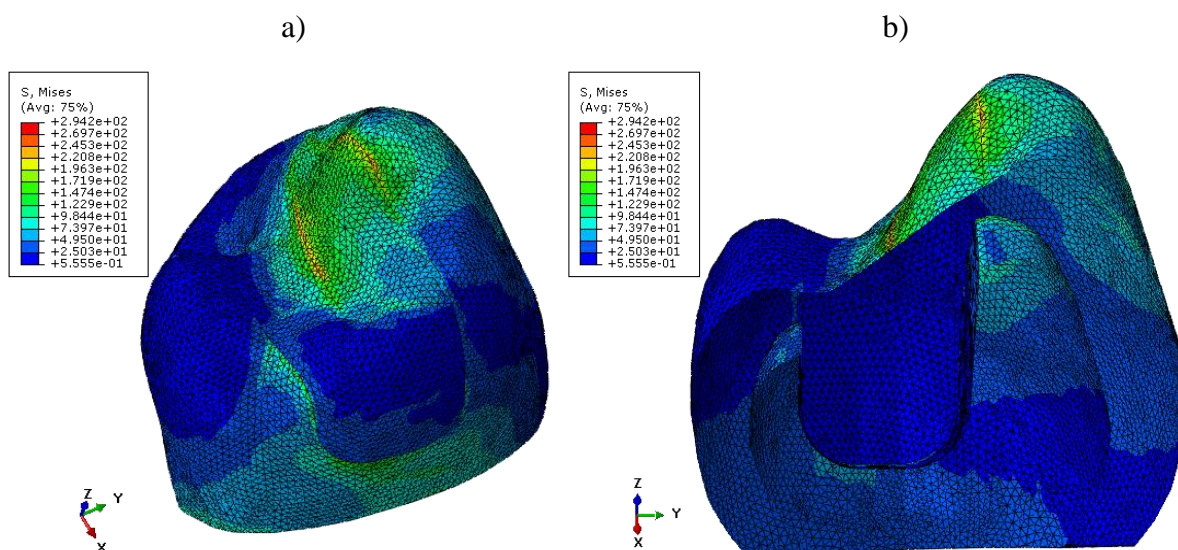
Slika 25. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispunu kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

6. Analiza: $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $F = 600\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

Slika 26. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispunu kod promjene temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

7. Analiza: $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $F = 200\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

Slika 27. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispunu kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 200\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

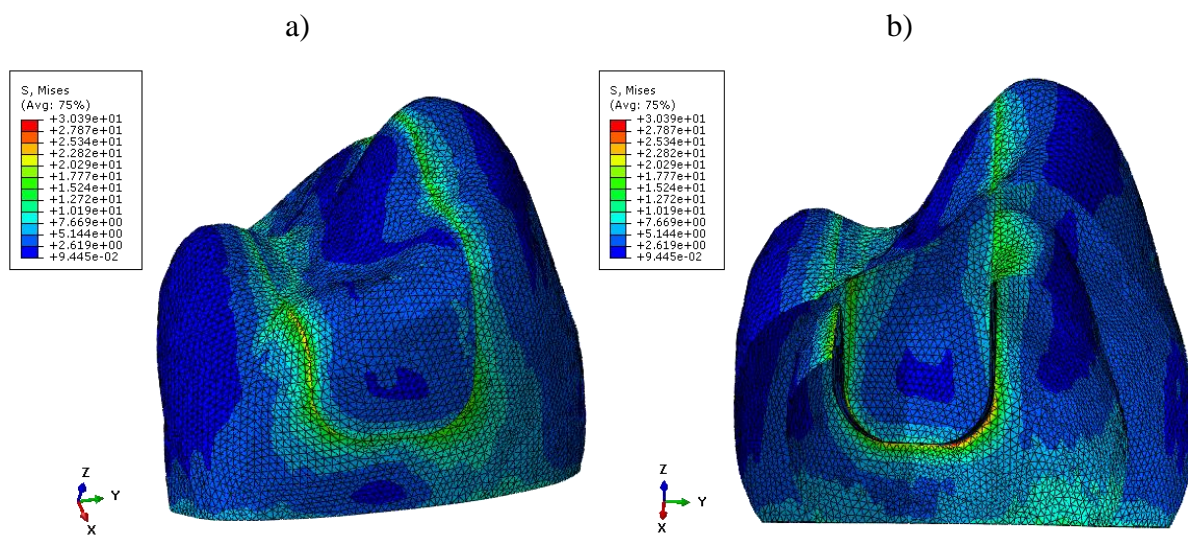
8. Analiza: $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $F = 600\text{ N}$ - Naprezanje prema von Misesu S 

Slika 28. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za Equia na spoju cakline i ispunu kod promjene temperature $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sile $F = 600\text{ N}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

Iz provedenih 16 analiza, mogu se vidjeti mjesta najvećih naprezanja. Vidljive su i razlike između materijala što nije iznenađujuće budući da materijali imaju različita svojstva.

4.3. Amalgam - rezultati nelinearne analize metodom konačnih elemenata

Usporedbe radi provedena je jedna nelinearna analiza metodom konačnih elemenata za zub s ispunom od amalgama za promjenu temperature $\Delta T = 19 \text{ }^\circ\text{C}$. U postavkama je uključen Nlgeom, a maksimalni broj inkrementa iznosi 100.



Slika 29. Rezultati nelinearne analize metodom konačnih elemenata za amalgam kod promjene temperature $\Delta T = 19 \text{ }^\circ\text{C}$: a) Naprezanje prema von Misesu, b) Poprečni presjek spoja caklina/ispun

5. Rasprava

Prva i druga analiza

Iz dobivenih rezultata može se uočiti da se maksimalna naprezanja kod oba materijala ispunja javljaju po rubu spoja cakline i ispunja. Ovaj slučaj vrijedi za prvu i drugu analizu kod oba materijala, odnosno kod analiza s promjenom temperatura. Kod prve analize s promjenom temperature $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$, kod amalgama maksimalno naprezanje iznosi 30,4 MPa, a kod Equia Forte materijala iznosi 19,7 MPa. Za promjenu temperature od $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$, kod druge analize, naprezanja su 49,6 MPa za materijal amalgam, a 32,2 MPa za materijal Equia Forte. Iz ovih rezultata vidljivo je da su naprezanja manja kod materijala Equia Forte, što dovodi do zaključka da bolje podnosi promjenu temperature. Razlog tome je što Equia Forte ima manji linearni koeficijent toplinskog istezanja i toplinske vodljivosti, što je vidljivo u Tablici 1.

Treća i četvrta analiza

U trećoj i četvrtoj analizi djeluje koncentrirana sila, okomito i tlačno na ispun, u iznosima od 200 N za treću i 600 N za četvrtu analizu. Kod djelovanja sile, raspored naprezanja nije jednak u blizini naglih prijelaza ili na mjestu djelovanja koncentriranih sila. Maksimalno naprezanje može biti mnogo puta veće od prosječnog naprezanja. Opisana pojava, prema St. Venantovom principu naziva se singularnost naprezanja. Na nekoj udaljenosti od poremećaja, uspostavlja se jednolika raspodjela naprezanja. Lokalna naprezanja, koja se javljaju u neposrednoj blizini djelovanja sile, vrlo brzo opadaju s udaljenošću od mjesta djelovanja.

Maksimalna naprezanja, kod sile od 200 N, iznose 91,2 MPa za amalgam i 101,9 MPa za materijal Equia Forte. Iz rezultata je vidljivo da su naprezanja kod sile od 600 N tri puta veće od rezultata 3. analize jer se radi o linearnoj analizi.

Peta i šesta analiza

Peta i šesta analiza su kombinacije toplinskog i koncentriranog opterećenja. Obe analize imaju promjenu temperature od $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$, gdje peta analiza ima koncentrirano opterećenje od 200 N, a šesta od 600 N. Rezultati prikazuju da se maksimalno naprezanje, kod zuba s

amalgamskim ispunom, pojavljuje na mjestu djelovanja koncentrirane sile, radi li se o petoj ili šestoj analizi, prikazano na Slikama 17. i 18. No, u slučaju materijala Equia Forte, maksimalno naprezanje se pojavljuje na rubu spoja ispuna i cakline koje je vidljivo na Slikama 25. i 26.

Sedma i osma analiza

Sedma i osma analiza također su kombinacije toplinskog i koncentriranog opterećenja, no u ovom slučaju promjena temperature iznosi $\Delta T = -31$ °C. Iznosi sila ostaju i dalje isti, tj. u sedmoj analizi koncentrirana sila iznosi 200 N, a u osmoj 600 N. Maksimalno naprezanje koje se javlja u sedmoj analizi iznosi 102,1 MPa kod ispuna od amalgama, a kod Equia Forte iznosi 90,4 MPa. U osmoj analizi, maksimalno naprezanje iznosi 275,7 MPa kod ispuna od amalgama, a kod ispuna od Equia Forte je 294,2 MPa. Rezultati pokazuju da pri promjeni temperature $\Delta T = -31$ °C Equia Forte bolje podnosi opterećenje od 200 N, a amalgam od 600 N.

Kako nelinearna simulacija povećava točnost procjene naprezanja i deformacije pri širokom rasponu pokreta zuba, provedena je jedna nelinearna analiza prikazana u potpoglavlju 4.3. Analiza je provedena za zub s ispunom od amalgama pri promjeni temperature $\Delta T = 19$ °C. Na Slici 29. vidljivi su rezultati te analize gdje maksimalno naprezanje iznosi 30,39 MPa i nalazi se na spoju cakline i ispuna. Iz toga se može zaključiti kako se kod amalgama pri djelovanju temperaturne promjene, odnosno povećanja temperature u usnoj šupljini, rezultati linearne i nelinearne analize metodom konačnih elemenata gotovo poklapaju.

Iako su svojstva zubnih tkiva i materijala ispuna širokog raspona vrijednosti, a geometrija zuba individualna, uspoređujući rezultate ovog istraživanja s istraživanjem Palke i suradnika [16] te Srivastava i suradnika [27], uočava se podudaranje u rezultatima naprezanja za slučajevne promjene temperature od 5 do 55 °C. Također, naprezanja utvrđena kod djelovanja sile 600 N mogu se usporediti s rezultatima istraživanja Ausiello i suradnika [29].

6. Zaključak

U radu je razvijen 3D numerički model zuba na temelju CT skena stvarnog jednokorijenskog zuba koji metodom konačnih elemenata omogućuje analizu naprezanja za različite uvjete opterećenja, materijala ispuna te geometrije kaviteta. Rezultati istraživanja omogućuju usporedbu naprezanja za dva različita ispuna, amalgamski i Equia Forte, kod različitih uvjeta opterećenja.

Razina naprezanja uslijed promjene temperature ΔT jedan je od najvažnijih čimbenika koji utječu na stupanj opterećenja zubnih tkiva, odnosno na caklinu, kao i na ispun zuba. Rezultati omogućuju otkrivanje problematičnih područja koja se javljaju po rubu spoja cakline (Slika 13., 14., 21., 22.) i ispuna te lokalno na mjestu djelovanja opterećenja, prikazano preostalim slikama u poglavlju 5. Ta područja mogu predstavljati potencijalni izvor oštećenja ispuna koji je izložen složenom stanju opterećenja, što može dovesti do širenja pukotina na granici sa zubnim tkivom.

Na temelju rezultata ovog istraživanja može se ustvrditi da promjenjiva opterećenja uzrokovana temperaturnim promjenama $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ mogu rezultirati naprezanjima maksimalne vrijednosti 30 - 50 MPa kod ispuna od amalgama i 19 - 33 MPa kod ispuna od materijala Equia Forte. Iz ovoga se može vidjeti kako materijal Equia Forte, zbog svojih materijalnih svojstava, bolje podnosi temperaturne promjene jer se javljaju manja naprezanja.

Kod kombiniranih opterećenja, gledajući petu i šestu analizu, maksimalna naprezanja za amalgam javljaju se u rasponu od 89 - 273 MPa, a za materijal Equia Forte iznose od 108 - 313 MPa. Može se zaključiti kako se amalgam bolje ponaša kod kombinacije toplinskog opterećenja $\Delta T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$ i koncentrirane sile, neovisno o njenoj vrijednosti. Kod kombinacije toplinskog opterećenja $\Delta T = -31\text{ }^{\circ}\text{C}$ i koncentrirane sile $F = 200\text{ N}$ i $F = 600\text{ N}$, rezultati prikazuju kako Equia Forte bolje podnosi kombinirano opterećenje silom $F = 200\text{ N}$, dok se amalgam bolje ponaša pod utjecajem sile $F = 600\text{ N}$. Može se zaključiti da je amalgam u

većini slučajeva, odnosno provedenih analiza, zbog manjih naprezanja prihvatljiviji kao materijal ispuna.

Kako je provedena i nelinearna simulacija za ispun od amalgama pri temperaturnoj promjeni od $\Delta T = 19 \text{ }^\circ\text{C}$, vidljivo je da se rezultati linearne analize minimalno razlikuju od rezultata nelinearne analize metodom konačnih elemenata gdje relativna greška iznosi $E_{\text{rel}} = 0,03289 \%$.

Zahvale

Zahvaljujemo svojoj mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na svoj pruženoj pomoći, vremenu i povjerenju tijekom izrade ovog rada. Također, zahvaljujemo mentoru dr. sc. Damjanu Čakmaku na strpljenju, vremenu i stručnoj pomoći prilikom rješavanja problema.

Zahvaljujemo doc. dr. sc. Jasni Leder Horina na pomoći u pronalaženju literature i Petri Adamović, mag. ing. mech. na savjetima tijekom provođenja analiza. Također, zahvaljujemo prof. dr. sc. Ivani Miletić sa Stomatološkog fakulteta i izv. prof. dr. sc. Gorani Baršić na ustupljenom te skeniranom zubu.

Na kraju, zahvaljujemo našim roditeljima i bliskim prijateljima na podršci tijekom izrade ovog rada.

Popis literature:

- [1] Low, I. M., Duraman, N.n Mahmood, U., *Mapping the structure, composition and mechanical properties of human teeth*, Materials Science and Engineering C, 2008., 28: 243-247
- [2] Sengun, A., Cobankara, F. K., Orucoglu, H., *Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth*, Dental Traumatology, 2008., 24: 214-219,
- [3] Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L., *Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis*, Dental Materials, 2002., 18: 295-303
- [4] Leder, J.: *Analiza naprezanja u jednokorijenskom zubu kod djelovanja ortodontskih sila*, Diplomski rad, Zagreb, 2008.
- [5] Jung, M. S., Lee, S. P., Kim, G. T., Choi, S. C., Park, J. H., Kim, J.W., *Three – Dimensional Analysis of Deciduous Maxillary Anterior Teeth Using Cone – beam Computed Tomography*, Clinical Anatomy, 2012., 25: 182-188
- [6] Kerkis, I., Caplan, A. I., *Stem Cells in Dental Pulp of Deciduous Teeth*, Tissue Engineering, 2012., 18 (2): 129-138
- [7] Higijena usta [Mrežno]. Dostupno na: <http://drmilanpavic.com/higijena-usta>, preuzeto 11.5.2021.
- [8] Tooth anatomy. Periodontium or tooth's supporting structure [Mrežno]. Dostupno na: <https://www.infodentis.com/tooth-anatomy/supporting-structure.php>, preuzeto 11.5.2021.
- [9] Hueb de Menezes Oliveira, M. A., Torres, C. P., Gomes – Silva, J. M., Chinelatti, M. A., Hueb de Menezes, F. C., Palma – Dibb, R. G., Borsatto, M. C., *Microstructure and Mineral Composition of Dental Enamel of Permanent and Deciduous Teeth*, Microscopy Research and Technique, 2010., 73: 572-577
- [10] Staninec, M., Marshall, G. W., Hilton, J. F., Pashley, D. H., Gansky, S. A., Marshall, S. J., Kinney, J. H., *Ultimate Tensile Strength of Dentin: Evidence for a Damage Mechanics Approach to Dentin Failure*, Journal of Biomedical Materials Research, 2002., 63: 342-345

- [11] Nalla, R. K., Kinney, J. H., Ritchie, R. O., *On the fracture of human dentin: Is it stress – or strain – controlled?*, Journal of Biomedical Materials Research, 2013., 67A: 484-495
- [12] Arola, D., Reid, J., Cox, M. E., Bajaj, D., Sundaram, N., Romberg, E., *Transition behaviour in fatigue of human dentin: Structure and anisotropy*, Biomaterials, 2007., 28: 3867-3875
- [13] Breschi, L., Perdigao, J., Gobbi, P., Mazzotti, G., Falconi, M., Lopes, M., *Immunocytochemical identification of Type I collagen in acid – etched dentin*, Journal of Biomedical Materials Research, 2003., 66A: 764-769
- [14] Garcia, J. M. Q., Martins, M. D., Jaeger, R. G., Marques, M. M., *Immunolocalization of bone extracellular matrix proteins (type I collagen, osteonectin and bone sialoprotein) in human dental pulp and cultured pulp cells*, International Endodontic Journal, 2003., 36: 404-410
- [15] Šimunić, M.: *Zubi*, Seminarski rad, Zagreb, 2019./2020.
- [16] Pałka, K., Bieniaś, J., Dębski, H., Niewczas, A., *Finite element analysis of thermo-mechanical loaded teeth*, Computational Materials Science, 2012., 64: 289-294
- [17] Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I., Sadan, A., *Biomechanical consideration for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature- Part I. Composition and micro- and macrostructure alterations*, Quintessence International: Vol 38 (9): 733-743, 2007.
- [18] Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: *From conventional glassionomer to bioactive glass-ionomer*. Dent Res J. 2013;10(4):411–20.; Almuhaiza M. *Glass-ionomer Cements in Restorative Dentistry: A Critical Appraisal*. J Contemp Dent Pract. 2016;17(4):331-6.
- [19] Baraba A, Miletić I. *Healing deep caries lesions in the posterior region with the new micro-laminated glass ionomer cement*. GC Get Connected. 2015;5:21-4.; Basso M, Brambilla E, Benites MG, Giovannardi M, Ionescu AC. *Glassionomer cement for permanent dental restorations: a 48-months, multi-centre, prospective clinical trial*. Stoma Edu J. 2015;2(1):25-35.
- [20] Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C. L., Watts, D.C., *Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study*, Dental Materials, 20: 862-872, 2004.

- [21] Winkler, M. M., Katona, T. R., Paydar, N. H., *Finite Element Stress Analysis of Three Filling Techniques for Class V Light-cured Composite Restorations*, Journal of Dental Research 75(7): 1477-1483, 1996.
- [22] Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y., *Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications*, Journal of dentistry 36: 463-471, 2008.
- [23] Eraslan, O., Eraslan, O., Eskitascioglu, G., Belli, S., *Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study*, Clin Oral Invest 15: 403-408, 2011.
- [24] Belli, S., Eskitascioglu, G., Eraslan, O., Senawongse, P., Tagami, J., *Effect of Hybrid Layer on Stress Distribution in a Premolar Tooth Restored with Composite or Ceramic Inlay: An FEM Study*, Wiley InterScience, 2005.
- [25] Kowalczyk, P., *Influence of the shape of the layers in photo-cured dental restoration on the shrinkage stress peaks - FEM study*, Dental Materials 25 e83-egI, 2009.
- [26] B. C., Imirzalioglu, P., *Heat Transfer and Thermal Stress Analysis of a Mandibular Molar Tooth Restored by Different Indirect Restorations Using a Three-Dimensional Finite Element Method*, Journal of Prosthodontics: 1-13, 2015.
- [27] Srivastava, B., Devi, N. N., Gupta, N., Singh, R., *Comparative Evaluation of Various Temperature Changes on Stress Distribution in Class II Mesial-occlusal-distal Preparation restored with different Restorative Materials: A Finite Element Analysis*, IJCPD 11(3): 167-170, 2018.
- [28] Sorić, Jurica, *Metoda konačnih elemenata*, Golden Marketing - Tehnička knjiga, Zagreb 2004.
- [29] Pietro Ausiello, Pasquale Pasquale Franciosa, Massimo Martorelli, David C. Watts, *Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth*, Dental Materials 27, (2011), 423 - 430

Sažetak

Autori: **Nikolina Bošković, Maja Šimunić**

Naslov rada: **Razvoj 3D numeričkog modela zuba za mehaničku analizu restaurativnih materijala u dentalnoj medicini**

Na temelju CT snimke zuba, razvijen je 3D numerički model zuba koji omogućava variranje geometrije kaviteta zuba, materijala ispune i opterećenja koje djeluje na zub. Provedena je linearna analiza metodom konačnih elemenata s tetraedarskim elementima drugog reda za zub s amalgamskim ispunom i hibridnim Equia Forte ispunom opterećen silama 200 N i 600 N te pri promjeni temperature od 5 do 55 °C.

Rezultati računalnih simulacija metodom konačnih elemenata pokazali su da se maksimalna naprezanja javljaju po rubu spoja cakline i ispuna kod analiza s promjenom temperature. Materijal Equia Forte bolje podnosi promjenu temperature. Radi usporedbe, provedena je jedna nelinearna analiza s promjenom temperature na zubu s amalgamskim ispunom.

Kod linearnih analiza, gdje je uzeto u obzir djelovanje samo koncentrirane sile, rezultati pokazuju manja naprezanja kod analiza zuba s amalgamskim ispunom.

Kod analiza, gdje se radi o kombinaciji toplinskog opterećenja i koncentrirane sile, maksimalno naprezanje javlja se na mjestu djelovanja koncentrirane sile kod zuba s amalgamskim ispunom, a kod zuba s hibridnim ispunom maksimalna naprezanja se javljaju na rubu spoja ispuna i cakline.

Ključne riječi: 3D model zuba, ispun, metoda konačnih elemenata, mehaničko opterećenje, temperaturna promjena

Summary

Authors: **Nikolina Bošković, Maja Šimunić**

Title: **Development of a 3D numerical model of tooth for mechanical analysis of restorative materials in dental medicine**

Based on the CT image of the tooth, a 3D numerical model of the tooth was developed that allows varying the geometry of the tooth cavity, the filling material, and the load acting on the tooth. A linear finite element method with quadratic tetrahedral elements was performed for tooth with amalgam filling and hybrid Equia Forte filling loaded with forces of 200 N and 600 N at a temperature change of 5 to 55 °C.

The results of the computer simulations carried out by applying the finite element method, in the analysis with only change in temperature, showed that the maximum stresses occur along the edge of the joint of the enamel and the filling. Equia Forte material withstands temperature changes better. For comparison, one nonlinear analysis with temperature change on a tooth with amalgam filling was performed.

In linear analyses, where only the action of a concentrated force is taken into account, the results show that the stresses are lower in the analysis of tooth with amalgam filling.

In analyses which consider the combination of thermal load and concentrated force, the maximum stress occurs at the location where concentrated force is applied on tooth with amalgam filling. When considering the tooth with hybrid filling, the maximum stress occurs at the edge of joint of filling and enamel.

Key words: 3D tooth model, filling, finite element method, mechanical load, temperature change

Životopis

Maja Šimunić rođena je u Zagrebu 18.07.1996. godine. 2011. godine završava Osnovnu školu Ljudevit Gaj u Krapini te Osnovnu glazbenu školu u školi Augusta Cesarca. Od 2011. do 2015. godine pohađala je Opću gimnaziju u Krapini. Kroz spomenuto srednjoškolsko razdoblje osvaja 2., 3. i 4. mjesto na Županijskom natjecanju iz matematike. 2015. godine sudjeluje na natjecanju Centar izvrsnosti iz matematike održano u Puli i osvaja 9. mjesto sa svojim timom. Te iste godine upisuje Fakultet Strojарstva i brodogradnje u Zagrebu. Godinu kasnije opredjeljuje se za Konstrukcijski smjer - Dizajn medicinskih konstrukcija. 2017. godine uključuje se u studentsku udrugu ESTIEM gdje sudjeluje u raznim radionicama i predvodi grupu na terenskoj nastavi u Zagrebačku pivovaru. 2018. udružuje se u ženski Futsal tim s kojim 2019. osvaja srebro na STEM Games u Poreču. Te iste godine sudjeluje na sveučilišnoj univerzijadi s istim timom. U srpnju i kolovozu 2018. i 2019. godine obavlja industrijsku praksu u firmi OMCO Croatia d.o.o. Prilikom obavljanja druge prakse sudjeluje u projektu za mjerenje dubine vakuum rupa na kalupima za boce. 2020. godine završava preddiplomski studij te upisuje diplomski studij na istome Fakultetu. Objavila je znanstveni rad: Šimunić M., Ćurko D., Jurčević Lulić T., Horina J. L. (2021) *Achilles Tendon Load at Squatting Working Position*, Proceedings of the 8th International Ergonomics, ERGONOMICS 2020. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol 1313. Springer, 57-64.

Nikolina Bošković rođena je u Kninu 2.10.1997. godine. Sudjeluje na Državnom natjecanju iz hrvatskog jezika 2011. godine, a po završetku osnovne škole upisuje opću gimnaziju u Srednjoj školi Lovre Montija u Kninu. Tijekom srednjoškolskog obrazovanja volontira u Udruzi za terapijsko i rekreacijsko jahanje Grabarije. 2016. godine postaje studentica Fakulteta strojarstva i brodogradnje, smjer strojarstvo. Dobitnica je Nagrade Davorin Bazjanac za izvrsnost u studiranju akademske godine 2018./2019. Akademske godine 2019./2020. i 2020./2021. obnaša dužnost demonstratora na Zavodu za tehničku mehaniku. 2020. godine završava preddiplomski studij te upisuje diplomski studij na Fakultetu strojarstva i brodogradnje.