Analiza naprezanja u jednokorijenskom zubu s ispunom

Bošković, Nikolina

Master's thesis / Diplomski rad

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:724050

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb







SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Nikolina Bošković

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing. stroj.
Dr. sc. Damjan Čakmak, mag. ing. mech.

Student:

Nikolina Bošković

Zagreb, 2021.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na stručnim savjetima i pomoći tijekom izrade rada. Veliko hvala komentoru dr. sc. Damjanu Čakmaku na uloženom vremenu i korisnim savjetima tijekom rada u programskim paketima *Catia* i *Abaqus*.

Zahvaljujem doc. dr. sc. Jasni Leder Horina na pomoći pri radu u *Mimicsu* i Petri Adamović, mag. ing. mech. na ustupljenom *clusteru*. Također, zahvaljujem prof. dr. sc. Ivani Miletić sa Stomatološkog fakulteta i izv. prof. dr. sc. Gorani Baršić na ustupljenom te skeniranom zubu. Hvala kolegici Maji Šimunić na podršci tijekom izrade rada i svim ostalim kolegama na druženju i smijehu - s vama je bilo lakše studirati.

Posebno zahvaljujem obitelji i bliskim prijateljima na podršci tijekom školovanja i izrade ovog rada.

Nikolina Bošković

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE
Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
Procesno-energetski, konstrukcijski, inženjersko modeliranje i računalne simulacije i brodostrojarski

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: **602 - 04 / 21 - 6 / 1**	
Ur.broj: **15 - 1703 - 21 -**	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Nikolina Bošković** JMBAG: 0035208531

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza naprezanja u jednokorijenskom zubu s ispunom**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Stress analysis of the single root tooth with dental filling**

Opis zadatka:

U stomatologiji, prilikom preparacije i restauracije kaviteta zuba zbog karijesa, uništava se strukturni integritet zuba te mijenja njegova čvrstoća. Zubne ispune moraju imati zadovoljavajuća mehanička svojstva, vizualno se podudarati sa zubom te učinkovito vezati za zubno tkivo. Na zub djeluje mehaničko opterećenje zbog zagriza i žvakanja hrane te toplinsko opterećenje zbog različitih temperatura hrane i pića u usnoj šupljini. Numeričke simulacije pomoću metode konačnih elemenata omogućuju procjenu čvrstoće zubnog tkiva i mehaničkih svojstava materijala ispune.

U radu je potrebno:
- na temelju CT snimke jednokorijenskog zuba, u programskom paketu Mimics napraviti 3D model zuba;
- virtualno oblikovati kavitet zuba s ispunom;
- metodom konačnih elemenata analizirati naprezanja koja nastaju u zubnom tkivu i ispuni uslijed mehaničkog opterećenja, odnosno opterećenja zagrizom te zbog promjene temperature u usnoj šupljini pa usporediti rezultate za zub sa i bez ispune.

Opterećenja i svojstva materijala pojedinih dijelova modela definirati na temelju vrijednosti dostupnih u literaturi i u dogovoru s mentorima.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:	Datum predaje rada:	Predviđeni datumi obrane:
6. svibnja 2021.	8. srpnja 2021.	12. – 16. srpnja 2021.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Dr. sc. Damjan Čakmak

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

1. UVOD ... 1

2. ZUBI ... 3

2.1. Podjela zubi ... 3

2.2. Anatomija zuba ... 4

2.2.1. Caklina ... 5

2.2.2. Dentin ... 6

2.2.3. Pulpa ... 6

2.2.4. Cement ... 6

2.2.5. Gingiva (desni) ... 6

2.2.6. Parodontni ligament ... 7

2.2.7. Alveolna kost ... 7

3. KARIJES ... 8

4. MATERIJALI ISPUNA ... 9

5. 3D MODEL ZUBA ... 10

6. MATERIJALI I METODE ... 12

6.1. Generiranje 3D modela zuba ... 12

6.2. Priprema numeričke analize ... 15

6.2.1. Povezivanje zubnih struktura u jednu cjelinu ... 16

6.2.1.1. *Tie* veza ... 16

6.2.1.2. Merge Mesh ... 18

6.2.1.3. Merge Geometry ... 19

6.2.2. Virtualno oblikovanje kaviteta zuba s ispunom ... 23

6.2.2.1. Izrada ispuna pomoću opcije *Partition Cell* ... 23

6.2.2.2. Izrada ispuna pomoću opcije *Merge/Cut Instances* ... 25

6.2.3. Materijalna svojstva ... 28

6.2.4. Definiranje analize ... 29

6.2.5. Definiranje opterećenja i rubnih uvjeta ... 30

6.2.6. Mreža konačnih elemenata 33

7. REZULTATI 36

7.1. Rezultati za zub bez ispuna 36

7.2. Rezultati za zub s ispunom 42

8. USPOREDBA REZULTATA 48

9. ZAKLJUČAK 50

POPIS SLIKA

Slika 2.1. Klasifikacija zubi prema morfološkom obliku [11] 4
Slika 2.2. Gornji i donji zubni luk [12] 4
Slika 2.3. Građa zuba [14] 5
Slika 2.4. Caklinska prizma [15] 5
Slika 3.1. Pojava karijesa na zubu [22] 8
Slika 4.1. Usporedba amalgamskog (gore) i kompozitnog ispuna (dolje) [28] 9
Slika 5.1. Model zuba prema Winkler i sur. [26] 10
Slika 5.2. Model zuba prema Eraslan i sur. [32] 10
Slika 5.3. Model zuba prema Srivastava i sur. [34] 11
Slika 6.1. Definiranje zuba u *Mimicsu* 13
Slika 6.2. Usporedba cakline: a) *smoothed*, b) *wrapped* 14
Slika 6.3. 3D model jednokorijenskog zuba 15
Slika 6.4. Definiranje površina za spoj caklina – dentin 17
Slika 6.5. Definiranje površina za spoj dentin – pulpa 17
Slika 6.6. Rezultati analize za pulpu u slučaju tolerancije u iznosu od: a) 10^{-6}, b) 10^{-4} 19
Slika 6.7. Geometrija modela koju je potrebno pojednostavniti 20
Slika 6.8. Konačni 3D model jednokorijenskog zuba 21
Slika 6.9. Konačni 3D model zuba dobiven pomoću *Merge Geometry* 22
Slika 6.10. Rezultati analize za 1. mod vibriranja 23
Slika 6.11. Pomoćne ravnine za kreiranje particije 24
Slika 6.12. Zub s ispunom dobivenim particioniranjem 24
Slika 6.13. Pojava singularnosti naprezanja na spoju caklina – dentin – ispun 25
Slika 6.14. Kreiranje novog *Parta* za izradu ispuna 25
Slika 6.15. Postupak dobivanja zuba s kavitetom 26
Slika 6.16. Postupak dobivanja kalupa za rezanje ispuna 26
Slika 6.17. Postupak dobivanja konačnog modela ispuna 27
Slika 6.18. Postupak dobivanja konačnog modela zuba s ispunom 27
Slika 6.19. Naprezanje prema von Misesu na caklini 28
Slika 6.20. *Coupling* veza 32
Slika 6.21. Definirano opterećenje i rubni uvjeti: a) promjena temperature ΔT, b) sila F 32
Slika 6.22. Tetraedarski element drugog reda [36] 33

Slika 6.23. Dijagram konvergencije 34
Slika 6.24. Presjek mreže konačnih elemenata na modelu a) zuba bez ispuna, b) zuba s kompozitnim ispunom 35
Slika 7.1. Temperaturno polje na modelu zuba bez ispuna 36
Slika 7.2. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod promjene temperature ΔT = 24 °C: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba 37
Slika 7.3. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja koncentrirane sile F = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba 38
Slika 7.4. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja koncentrirane sile F = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba 39
Slika 7.5. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba 40
Slika 7.6. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba 41
Slika 7.7. Temperaturno polje na modelu zuba s ispunom 42
Slika 7.8. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod promjene temperature ΔT = 24 °C: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom 43
Slika 7.9. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja koncentrirane sile F = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b)

naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom 44
Slika 7.10. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja koncentrirane sile F = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom 45
Slika 7.11. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom 46
Slika 7.12. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom 47

POPIS TABLICA

Tablica 6.1. HU vrijednosti za zubne strukture..... 12
Tablica 6.2. Materijalna svojstva [38]..... 29
Tablica 8.1. Usporedba naprezanja za zub s i bez ispuna 48

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
α_L	1/°C	Linerani koeficijent toplinskog istezanja
λ	J/(s·m·°C)	Koeficijent toplinske vodljivosti
v	-	Poissonov faktor
E	N/m^2	Youngov modul
E_{rel}	%	Relativna greška
F	N	Sila
S	N/m^2	Ekvivalentno naprezanje prema von Misesu
ΔT	°C	Promjena temperature

POPIS KRATICA

Kratica	Objašnjenje
CAD	engl. *Computer Aided Design* - Oblikovanje pomoću računala
CAI	engl. *Catia Associative Interface – Catia* asocijativno sučelje
CT	engl. *Computed Tomography* - Računalna tomografija
DICOM	engl. *Digital Imaging and Communications in Medicine* - Digitalno slikanje i komunikacije u medicini
FEA	engl. *Finite Element Analysis* – Analiza konačnim elementima
HU	engl. *Hounsfield unit* - Hounsfieldova jedinica
MKE	Metoda konačnih elemenata
STEP	engl. *Standard for the Exchange of Product Data* - Standard za razmjenu podataka o proizvodu

SAŽETAK

U ovom diplomskom radu, razvijen je 3D numerički model zuba na temelju CT snimki stvarnog jednokorijenskog zuba. Korištenjem programskih paketa *Catia* i *Abaqus*, virtualno je oblikovan model zuba s ispunom. Provedene su linearne analize metodom konačnih elemenata za zdravi zub i zub s kompozitnim ispunom. Istraženo je djelovanje temperaturne promjene od 24 °C, koncentriranih sila u iznosima od 100 N i 400 N te kombiniranog opterećenja. Rezultati računalnih simulacija metodom konačnih elemenata pokazali su da se maksimalna naprezanja javljaju na caklini po spoju s dentinom u slučaju zdravog zuba, odnosno po spoju s ispunom i dentinom u slučaju zuba s ispunom. Provedene simulacije pokazale su da su naprezanja na zubu s kompozitnim ispunom većih iznosa u odnosu na naprezanja na zdravom zubu.

Ključne riječi: 3D model zuba, ispun, naprezanje, metoda konačnih elemenata, okluzalna sila, promjena temperature

SUMMARY

Based on the CT image of the tooth, a 3D numerical model of the tooth was developed in the scopeof this Master's Thesis. By using the *Catia* and *Abaqus* software packages, a virtual model of the tooth with the filling is created. A linear analyses, based on finite element method, were performed for healthy tooth and tooth with composite filling. The effect of temperature changes of 24 °C, concentrated forces of 100 N and 400 N and combined load was investigated. The results of the numerical simulations, carried out by applying the finite element method, showed that the maximum stresses occur on the enamel. In case of the healthy tooth, maximum stresses occur along the joint of the enamel and dentin, while in case of tooth with filling, maximum stresses occur along the joint of the enamel and filling, and also along the joint of the enamel and dentin. The conducted simulations showed that the stresses on the tooth with composite filling are higher compared to the stresses on a healthy tooth.

Key words: 3D tooth model, filling, stress, finite element method, occlusal force, temperature change

1. UVOD

Ljudski zubi, kako prirodni tako i umjetni, svakodnevno su izloženi različitim opterećenjima uslijed kojih se javljaju naprezanja. Poznavanje tih naprezanja od velikog je značaja za stomatologe u praksi i znanosti. Palamara i sur. [1] i Topbasi i sur. [2] su pokazali da naprezanja izazvana žvačnim silama ne oštećuju zdrave zube. Međutim, jednom kada se zub ošteti gubitkom zubnog tkiva u određenom području, postaje osjetljiviji na lom zbog koncentracije naprezanja. Prema Borcic i sur. [3], neprirodne žvačne sile zbog pretvrde hrane ili nepravilno žvakanje hrane čine zub osjetljivim na lom. Ausiello i sur. [4] pokazali su da su liječeni zubi lako podložni lomu zbog promjene krutosti i pojave naprezanja uslijed pripreme kaviteta. Prema Toparli i sur. [5], tretirani zubi mogu se smatrati višekomponentnim strukturama komplicirane geometrije pa je zbog toga raspodjela naprezanja u zubu ovisna o geometriji, krutosti i svojstvima materijala. Arola i sur. [6] pokazali su da se mjesto maksimalnog naprezanja razlikuje u slučaju zdravog zuba i zuba s ispunom.

Za analizu naprezanja koja nastaju u zubnom tkivu općenito se koriste tri metode: analitička, eksperimentalna i računalne simulacije. Analitička metoda podrazumijeva korištenje matematičkih jednadžbi za opisivanje stanja naprezanja u zubnim strukturama. Međutim, biološki sustavi su općenito jako složeni i nije ih jednostavno analitički opisati. Korištenje eksperimentalnih metoda također rezultira brojnim problemima. Pokazalo se da je moguće eksperimentalno dobiti naprezanja u zubu, ali ti rezultati vrijede isključivo za promatrani zub. Stoga nije moguće općenito opisati naprezanja u bilo kojem zubu. Brojni znanstvenici u posljednje vrijeme koriste računalne simulacije za izračun naprezanja. Danas se za analizu naprezanja najčešće koristi metoda konačnih elemenata - MKE (engl. *Finite Element Analysis* - FEA). Metoda konačnih elemenata podrazumijeva postojanje geometrijskog modela na kojemu se generira mreža konačnih elemenata. Četiri osnovna seta parametara definiraju model: geometrija, materijalna svojstva, opterećenje i rubni uvjeti [7].

Cilj diplomskog rada je metodom konačnih elemenata analizirati naprezanja koja nastaju u zubnom tkivu i kompozitnom ispunu zbog mehaničkog opterećenja, odnosno opterećenja zagrizom te uslijed promjene temperature u usnoj šupljini pa usporediti rezultate za zub s i bez ispuna.

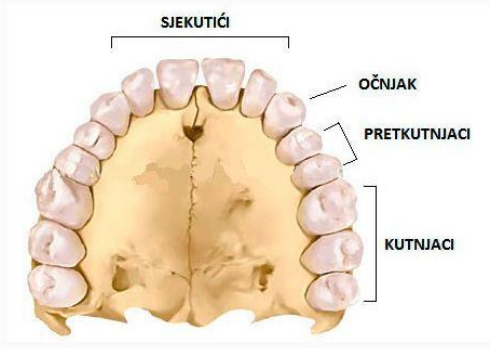
Na početku ovog rada nalaze se osnovne informacije o podjeli i građi zuba te nastanku i liječenju karijesa. Zatim slijedi opis dobivanja 3D modela zuba na temelju CT (engl. *computed tomography*) snimki u programskom paketu *Mimics* i virtualno oblikovanje kaviteta zuba s ispunom. Nakon što je generiran model, pristupljeno je analizi naprezanja u programskom paketu *Abaqus*. Analizirana su naprezanja koja nastaju u zubnom tkivu i ispunu uslijed mehaničkog opterećenja, odnosno opterećenja zagrizom te zbog promjene temperature u usnoj šupljini. Na kraju su naprezanja u zubu s ispunom uspoređena s naprezanjima koja se javljaju u zdravom zubu.

2. ZUBI

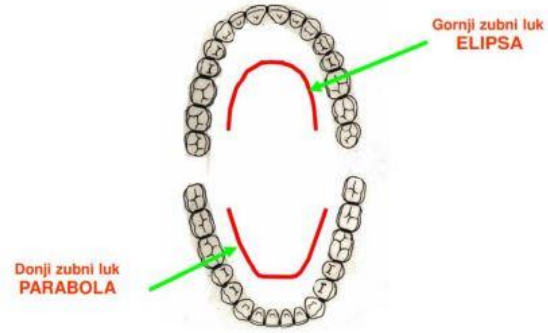
Zubi su čvrsti mineralizirani organi koji se nalaze u ustima većine kralježnjaka (osim ptica, nekih riba i nekih sisavaca) i predstavljaju početak probavnog sustava. Funkcija zubi je odgrizanje i žvakanje hrane, a kod životinja mogu imati i dodatne funkcije poput hvatanja i držanja plijena, a u nekim slučajevima služe i za obranu od napada [8].

2.1. Podjela zubi

Klasifikacija zubi može se vršiti po periodu nicanja, morfološkom obliku i lokalizaciji u dentalnom luku. Kada je riječ o periodu nicanja, razlikuju se mliječni i trajni zubi. Nicanje zubi događa se od 6. do 30. mjeseca života, a završava oko 3. godine života. Od 6. godine života 20 mliječnih zubi počinje se zamjenjivati trajnim zubima. U periodu zamjene, od 6. do 12. godine, obično su prisutni i mliječni i trajni zubi pa se često govori o mješovitoj denticiji. Trajna denticija se sastoji od 32 zuba koji se prema morfološkim karakteristikama mogu podijeliti u 4 klase (Slika 2.1.). Prvu klasu čine sjekutići (lat. *dentes incisivi*). Sjekutići su prednja 4 zuba u gornjoj i donjoj čeljusti. Jednokorijenski su zubi i imaju oštar rezni rub. Primarna funkcija im je sjeckanje hrane. Prva dva zuba uz medijalnu liniju nazivaju se centralni sjekutići, a sljedeća dva lateralni sjekutići. Pored lateralnih sjekutića se nalaze očnjaci (lat. *dentes canini*), također jednokorijenski zubi. Imaju šiljasti oblik i najduži korijen od svih zubi. Glavna funkcija očnjaka je trganje hrane. Na očnjake se nastavlja po par pretkutnjaka (lat. *dentes praemolares*) koji imaju ulogu gnječenja hrane. U mliječnoj denticiji ne postoje pretkutnjaci. Krajnji zubi nazivaju se kutnjaci (lat. *dentes molares*). To su višekorijenski zubi koji samelju hranu prije gutanja. U trajnoj denticiji nalazi se 12 kutnjaka, a imenuju se od prvog do trećeg, gledano od medijalne linije. Budući da su zubi smješteni u dentalne lukove, mogu se klasificirati i prema mjestu u dentalnom luku. Dijelimo ih na gornje i donje zube, desne i lijeve zube te prednje i bočne zube. Slika 2.2. prikazuje razliku u gornjem i donjem dentalnom luku: gornji dentalni luk ima oblik elipse, a donji oblik parabole [8], [9], [10].



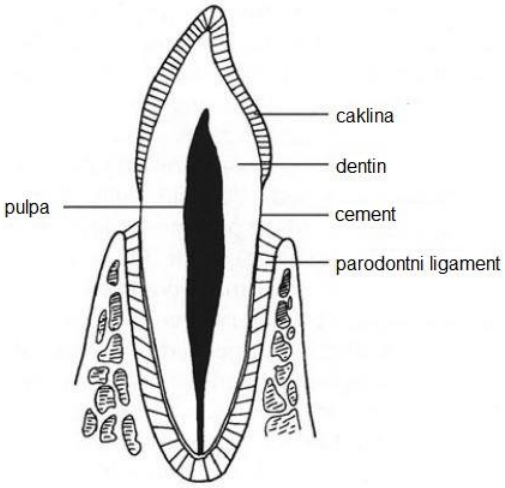
Slika 2.1. Klasifikacija zubi prema morfološkom obliku [11]



Slika 2.2. Gornji i donji zubni luk [12]

2.2. Anatomija zuba

S anatomske strane, zub se dijeli na krunu, vrat i korijen zuba. Krunu zuba (lat. *corona dentis*) čini vidljivi dio zuba i najvećim se dijelom sastoji od dentina prekrivenog caklinom. Vrat zuba (lat. *cervix dentis*) je suženi prijelazni dio između zubne krune i korijena. Prekriven je zubnim mesom (desni, gingiva), a između desni i zuba nalazi se uzak prostor dubine do 1,5 mm koji se naziva fiziološki džep. U alveolnoj kosti se nalazi korijen zuba (lat. *radix dentis*). Uloga korijena je učvršćivanje zuba, a broj korijena varira od zuba do zuba [9], [13].

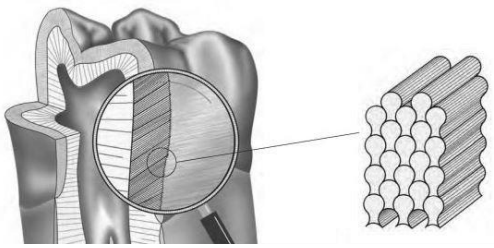


Slika 2.3. Građa zuba [14]

Zub je izgrađen od tri tvrda i jednog mekog zubnog tkiva (Slika 2.3.). Caklina, dentin i cement su mineralizirana tkiva, a pulpa je posebno vezivno tkivo. Potpornu strukturu zuba čine desni (gingiva), cement, parodontni ligament i alveolna kost [8], [9].

2.2.1. Caklina

Caklina (lat. *substantia adamantina*) je čvrsto mineralizirano tkivo koje se sastoji od približno 96 % anorganskih tvari i 4 % organskih tvari. Najtvrđa je tvar u tijelu i zahvaljujući njoj ljudi mogu gristi i žvakati hranu. Budući da je djelomično prozirna, boja zuba ovisi o boji dentina i prozirnosti cakline. Na prozirnost cakline utječu debljina, gustoća, stupanj kalcifikacije i homogenost cakline. Najdeblja je na vrhu, a najtanja na spoju s cementom. Osnovna građevna jedinica cakline je caklinska prizma (Slika 2.4.), tj. šesterokutna prizma promjera 3 – 6 μm. Čine je zbijeni kristali kalcij – hidroksiapatita koji su ugrađeni u mrežu čvrstih i gotovo netopivih proteinskih vlakana. Na kristale su također vezani ioni karbonata, magnezija, natrija i kalija. Zbog svog sastava caklina je vrlo otporna na djelovanje enzima i kiselina pa štiti zub od karijesa [9], [13].



Slika 2.4. Caklinska prizma [15]

2.2.2. Dentin

Ispod cakline se nalazi dentin (lat. *substantia eburnea*) koji izgrađuje najveći dio zuba. Ima približan oblik zuba, u području korijena je prekriven cementom, a u središtu tvori zubnu šupljinu (komoru) za pulpu. Sastoji se od približno 70 % mineralnih tvari, 20 % organske tvari i 10 % vode. Strukturiran je od mikroskopskih kanalića koji se nazivaju Haversovi kanalići i imaju promjer 2 – 5 μm. Kroz njih prolaze Tomasova vlakna, tj. ogranci krvnih žila i živaca, te periferni produžetci stanica odontoblasta. Kanalići (još se nazivaju i zubne cijevi) se prostiru radijalno od pulpe kroz dentin prema spoju dentina i cakline i zaslužni su za mehanička svojstva dentina [9].

2.2.3. Pulpa

Svaki zub sadrži unutarnju komoru koja je ispunjena mekim tkivom – pulpom (lat. *pulpa dentis*). Pulpa se sastoji od krvnih i limfnih žila, živaca, kolagenih i elastičnih vlakana te malog broja stanica (odontoblasta, fibroblasta, fibrocita, histiocita, limfocita, mastocita i slično). Pulpa ima više funkcija. Proizvodi kolagena vlakna i stvara dentin,a također opskrbljuje zub krvlju i hranjivim tvarima. Budući da je prožeta živcima, ima i senzoričku funkciju, tj. registrira temperaturu te mehaničke i kemijske podražaje. Starenjem se pulpa postupno smanjuje zbog slabije prokrvljenosti i smanjenja pulpne komore uslijed stvaranja novih slojeva dentina [9], [16].

2.2.4. Cement

Cement (lat. *substantia ossea*) je mineralizirano tkivo koje prekriva dentin u predjelu korijena zuba. Po sastavu je sličan kostima i sadrži 33 % organskih tvari, 45 % anorganskih tvari i 22 % vode. Glavna uloga cementa je da s parodontnim ligamentom povezuje zub i kost [9], [16].

2.2.5. Gingiva (desni)

Gingiva, ili drugi naziv desni, je dio sluznice usne šupljine koji okružuje zube. Pričvršćena je na alveolnu kost i pridržava zube s vanjske strane. Više od 50 % tkiva gingive čine kolagena vlakna. Gingiva ima jako važnu ulogu u zaštiti zuba od bakterija, stoga bolesti desni i povlačenje zubnog mesa (recesija) mogu dovesti do ozbiljnih problema po pitanju cjelokupnog zdravlja zubi [13], [17].

2.2.6. Parodontni ligament

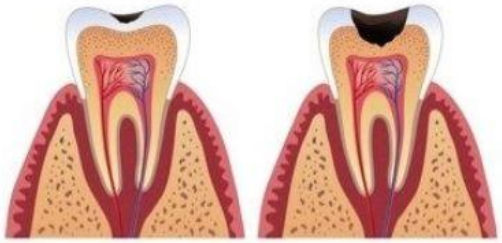
Parodontni ligament je meko tkivo građeno od vezivnog tkiva, krvnih i limfnih žila te živaca. Nalazi se između zubnog korijena i okolne čeljusne kosti, a služi za pričvršćenje zuba uz koštano tkivo čeljusti. Ima važnu ulogu u ravnomjernom prijenosu žvačnih sila na alveolnu kost, a također omogućava i male pomake zuba [18].

2.2.7. Alveolna kost

Alveolna kost predstavlja zid alveola, tj. zubnih čašica koje su smještene u alveolnim nastavcima gornje i donje vilice. Građena je od zbite (kortikalne) i spužvaste (spongiozne) koštane tvari. Alveolna kost se razvija nicanjem zuba, a maksimalnu visinu postiže u punoj denticiji. Budući da pruža strukturalnu potporu za zube, u slučaju gubitka zuba, nestaje potreba za potporom pa se kost vremenom razgrađuje i nestaje [16], [20].

3. KARIJES

Karijes je kvarenje zuba, tj. stvaranje šupljine u zubu. Najčešća je bolest zubi, a pogađa čak 52 % djece [20]. U oralnoj šupljini se nalazi mnoštvo bakterija kojima pogoduje okolina bogata šećerom. Fermentacija šećera stvara kiseli okoliš koji potiče demineralizaciju cakline. Uništavanjem cakline, dentin postaje izložen oralnim bakterijama i Gram pozitivne bakterije ga počinju razgrađivati. Difuzijom nusproizvoda kroz zubne cijevi, kariogene bakterije izazivaju upalne i imunološke procese [21]. Slika 3.1. prikazuje pojavu karijesa.



Slika 3.1. Pojava karijesa na zubu [22]

Karijes u početku zahvaća samo caklinu, ne izazivajući simptome. Međutim, oštećenjem dentina javlja se bol, prvo u dodiru s hladnom, toplom ili slatkom hranom i pićem, a kasnije i tijekom žvakanja. Početni se karijes ponekad može remineralizirati čišćenjem i višestrukim nanošenjem fluorida. Primarno liječenje karijesa sastoji se od odstranjivanja zahvaćenog dijela zuba i popunjavanja nastale šupljine određenim materijalom (plomba, ispun) [23].

4. MATERIJALI ISPUNA

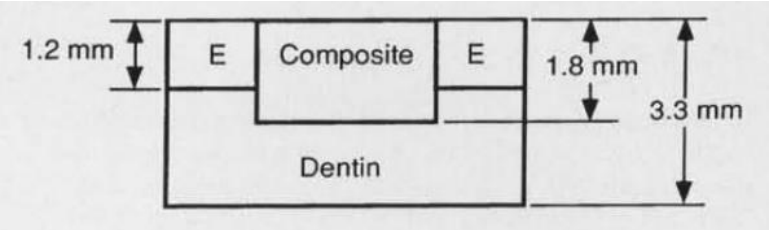
Zubni ispun, tj. plomba, omogućuje vraćanje normalnog oblika i funkcije zubima nakon uklanjanja karijesa. Materijali za ispun su kompozitni materijali, glasionomerni materijali, amalgam, zlato i porculan [24]. Ako je riječ o zubima koji podnose glavno opterećenje žvakanjem, ispun mora biti čvrsti materijal. Najčešće se koristi srebrni amalgam, kombinacija srebra, žive, bakra i kositra. Amalgam je jeftin i traje oko 14 godina, ali sadrži živu i nije estetski prihvatljiv zbog sive boje [23]. U stomatologiji je sve veća potražnja za zubnim ispunima koji vizualno odgovaraju zubu i koji se učinkovito vežu za zdravo zubno tkivo. Upravo kompozitni materijali omogućuju obnovu zuba bez narušavanja estetike [25]. Slika 4.1. prikazuje usporedbu amalgamskog i kompozitnog ispuna. Kompoziti na bazi smole imaju prednost u odnosu na metalne materijale za punjenje zbog mogućnosti vezanja za zubno tkivo pomoću modernih ljepila (adheziva). Međutim, veliki nedostaci su skupljanje uslijed polimerizacije i velike razlike mehaničkih svojstava u usporedbi sa svojstvima zubnih struktura. Smanjenje volumena ispuna dovodi do pojave naprezanja koje nastoji odvojiti smolu od zuba. Kao rezultat toga se stvara šupljina između kompozitne smole i ostatka zuba što dovodi do stvaranja sekundarnog karijesa, mrlja po rubovima, osjetljivosti zuba pa čak i do potpunog odvajanja kompozitne smole. Druga posljedica polimerizacije je pojava zaostalog naprezanja koje je dovoljno veliko da uzrokuje osjetljivost i lom zuba. Naprezanja koja nastaju zbog skupljanja materijala uslijed polimerizacije ne utječu samo na područje u kojemu se vežu dva materijala, nego i na cjelokupno punjenje i preostale zdrave zubne strukture. Također, razlike u mehaničkim svojstvima dovode do povećanja naprezanja tijekom žvakanja [26], [27].



Slika 4.1. Usporedba amalgamskog (gore) i kompozitnog ispuna (dolje) [28]

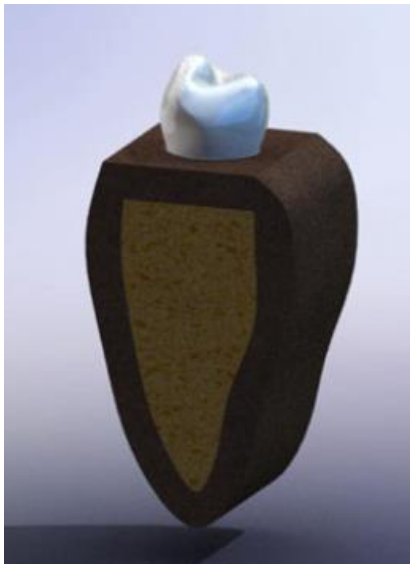
5. 3D MODEL ZUBA

U dosadašnjim istraživanjima često se ne koriste modeli zuba koji u potpunosti odgovaraju stvarnom zubu. Winkler i sur. [26] u svom su radu zub zamijenili prizmom koja se sastoji od cakline i dentina. Unutar veće prizme nalazi se manja prizma koja predstavlja ispun kao što prikazuje Slika 5.1.



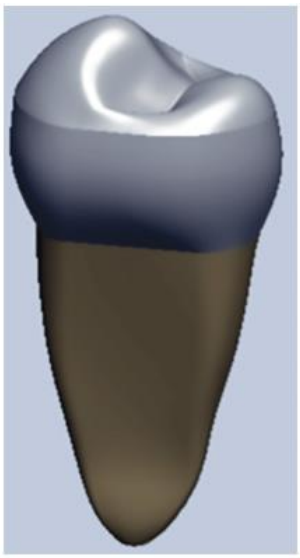
Slika 5.1. Model zuba prema Winkler i sur. [26]

Ausiello i sur. [29] u svom istraživanju utjecaja svojstava adhezivnog sloja na raspodjelu naprezanja u kompozitnoj restauraciji koristili su 3D model pretkutnjaka generiran pomoću digitalizacije gipsanog modela laserskim skenerom. Model se pokazao uspješnim pa je korišten i u kasnijem istraživanju [30]. U knjizi *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion* [31] detaljno je opisana anatomija zuba i u nekoliko je navrata poslužila kao podloga za stvaranje 3D modela zuba. Upravo su Eraslan i sur. [32] (Slika 5.2.) i Belli i sur. [33] svoja istraživanja proveli na modelima dobivenim pomoću navedene knjige.



Slika 5.2. Model zuba prema Eraslan i sur. [32]

Palka i sur. [25] išli su korak dalje i rekonstruirali su 3D model zuba koristeći snimke dobivene Rentgenskom mikrotomografijom. Slike presjeka zuba tvore podlogu za generiranje koordinata koje su potrebne za definiranje geometrije zuba pomoću parametarskih krivulja u CAD (engl. *Computer – Aided Design*) programskom paketu. Budući da kvaliteta rezultata analize ovisi o točnosti modela, Srivastava i sur. [34] su koristili CT snimke u DICOM (engl. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) formatu kako bi dobili 3D model zuba (Slika 5.3.). Na sličan način je i u ovome radu definiran 3D model zuba, ali za razliku od spomenutog, osim dentina i cakline, generirana je i pulpa.



Slika 5.3. Model zuba prema Srivastava i sur. [34]

6. MATERIJALI I METODE

6.1. Generiranje 3D modela zuba

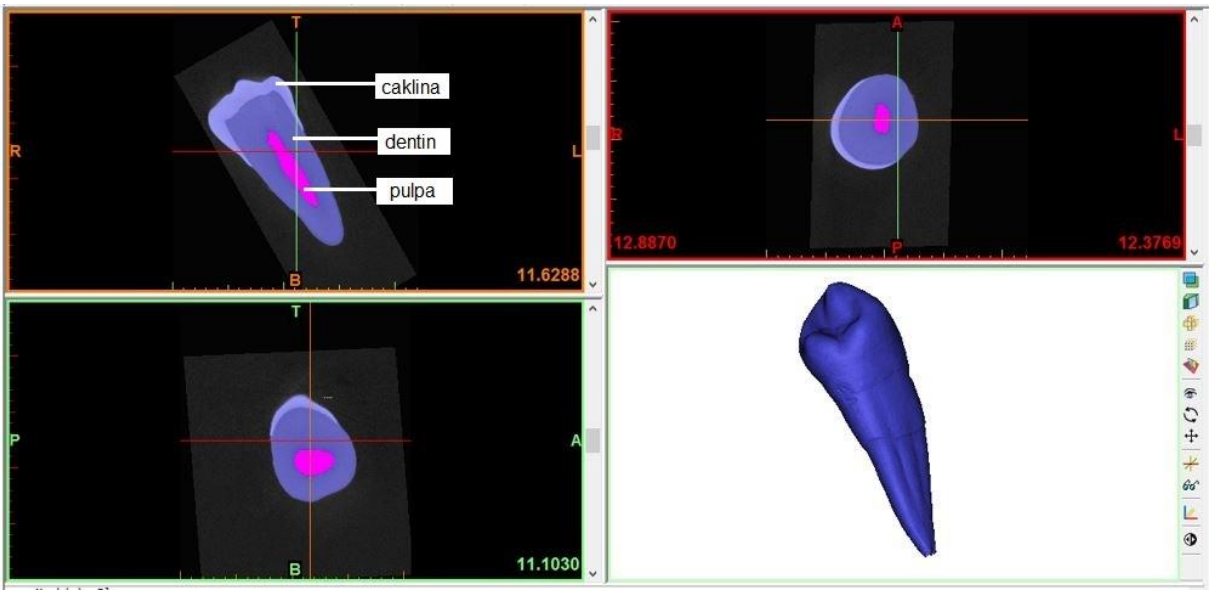
Jednokorijenski zub, ekstrahiran iz ortodontskih razloga, snimljen je pomoću CT uređaja Nikon XT H 225 uz parametre izvora X-zračenja od 110 kV i 240 μA. S obzirom na položaj uzorka u mjernom volumenu, geometrijsko povećanje rezultiralo je veličinom voxela od 10 μm. Snimanje uzorka provedeno je uz korištenje 400 mm x 300 mm 14-bitnog detektora sa 127 μm veličinom piksela, uz ekspoziciju od 333 ms. Ukupno je snimljeno 1440 projekcija uz uzimanje dvije ekspozicije po projekciji.

Na temelju CT snimki jednokorijenskog zuba, generiran je 3D model zuba. U programski paket *Mimics* (*Mimics Inovation Suite Research Edition 17.0.0.435*, Materialise, Leuven, Belgium) učitane su CT snimke u DICOM formatu. Riječ je o velikom broju slika dobivenih pomoću računalne tomografije, a pomoću kojih se u *Mimicsu* generira pogled zuba u tri ravnine. Kako bi se izdvojile tri osnovne strukture zuba - caklinu, dentin i pulpu, koristi se funkcija *Thresholding*. Potrebno je zadati raspon HU (engl. *Hounsfield unit*) vrijednosti posebno za svaku strukturu i preko *Region Growing* je dobivena tzv. maska. HU vrijednosti predstavljaju relativnu kvantitativnu mjeru kojom se izražava radiogustoća pri interpretiranju CT snimki. Kao referentne HU vrijednosti uzimaju se HU vrijednost destilirane vode koja iznosi 0 i HU vrijednost zraka koja iznosi -1000 [35]. Tablica 6.1. prikazuje HU vrijednosti za zubne strukture caklinu, dentin i pulpu koje su integrirane u sami programski paket *Mimics*.

Tablica 6.1. HU vrijednosti za zubne strukture

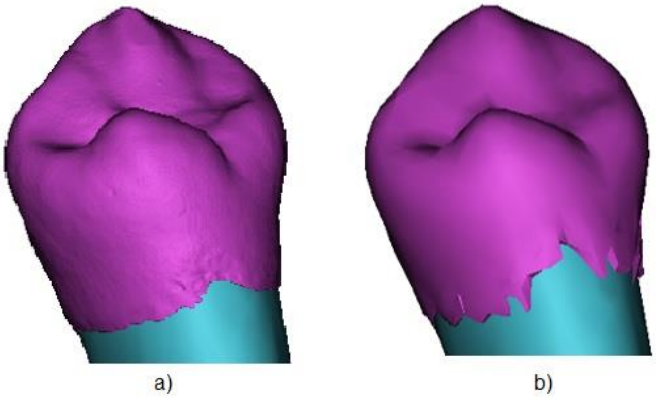
Zubna struktura	HU vrijednosti
Caklina	3071
Dentin	1989 – 3071
Pulpa	-70 – 225

Pomoću funkcije *Calculate Part* dobiven je 3D model traženog tkiva. Na taj način su definirane zubne strukture kako je prikazano na Slici 6.1. Pulpa je prikazana ružičastom bojom, dentin plavom i caklina svijetlo plavom bojom.



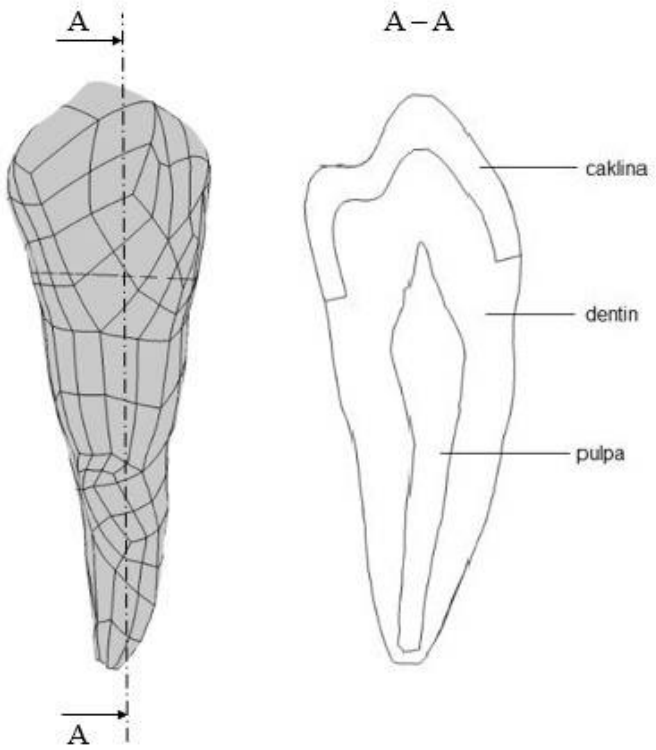
Slika 6.1. Definiranje zuba u *Mimicsu*

Budući da su početne maske sadržavale određene nepravilnosti, bilo je potrebno ručno dodatno urediti caklinu, dentin i pulpu pomoću funkcija *Edit Masks* i *Multiple Slice Edit*. Kada je postignuta željena geometrija modela, koristeći funkcije *Smooth* i *Wrap* dobivene su zaglađene površine 3D modela. Budući da je riječ o vrlo kompleksnoj geometriji, teško je dobiti u potpunosti točan model. Debljina cakline varira od maksimalnih 2,5 mm na griznim plohama do nekoliko desetinki milimetra na cervikalnom rubu. *Smoothed* caklina je izgledala korektno po cervikalnom rubu, međutim imala je hrapavu površinu zbog čega model nije zadovoljio. Kada se napravio *Wrap* cakline, zbog vrlo male debljine na cervikalnom rubu javila su se nazubljenja te model također nije zadovoljio. Slika 6.2. prikazuje usporedbu *Smoothed* i *Wrapped* cakline. Zbog toga je bilo potrebno u određenoj mjeri pojednostavniti model i napraviti kompromis. S obzirom da je cilj provesti analizu i na zubu s ispunom koji je u dodiru s gornjom površinom cakline i dentina, bitnije je imati dobru površinu i debljinu stijenke na griznoj plohi, nego u potpunosti točnu geometriju po cervikalnom rubu. Stoga je zadržana debljina i glatka površina cakline, pod cijenu toga da je debljina cakline povećana na cervikalnom rubu.



Slika 6.2. Usporedba cakline: a) *smoothed*, b) *wrapped*

Kako bi se napravila korekcija modela, korišten je programski paket *Catia V5 R18*. Prvi korak je bio učitati 3D model pomoću STEP (engl. Standard for the Exchange of Product Data) datoteke. Zbog toga što se model sastoji od mnoštva površina (engl. *Surface*) nepravilnog oblika, nije bilo moguće jednostavno urediti caklinu, nego ju je bilo potrebno posebno izrezati iz modela cijelog zuba pomoću funkcija *Boolean Operations*. Kako bi se postiglo da dodirne površine cakline i dentina naliježu jedna na drugu, bilo je potrebno imati dva modela zuba. Jedan model zuba (tj. *Part Body*) bio je u početnoj, originalnoj veličini, a drugi je bio smanjen (skaliran) pomoću funkcije *Scaling*. Faktor skaliranja je iznosio 0,75, a referentna točka je bila centar gravitacije zuba. Preko funkcije *Pocket* je definirana visina cakline, a pomoću *Boolean operations - Remove* je uklonjen skalirani zub iz originalnog, tj. pojednostavljeno rečeno – gornji dio zuba je izdubljen i dobiven je karakteristični oblik „kapice“. Nakon što je dobivena caklina, pomoću *Boolean operations - Remove* je uklonjena caklina iz originalnog modela zuba i dobiven je dentin. Na ovaj način, koristeći dva puta operaciju *Boolean operations - Remove,* postignuto je skoro savršeno nalijeganje unutarnje površine cakline na vanjsku površinu dentina. Dodavanjem pulpe, model je potpun (Slika 6.3.) i spreman za učitavanje u *Abaqus* i provođenje numeričke analize.



Slika 6.3. 3D model jednokorijenskog zuba

6.2. Priprema numeričke analize

Za provođenje numeričke analize korištena je metoda konačnih elemenata u programskom paketu *Abaqus 6.14.5*. Metoda konačnih elemenata približna je numerička metoda i temelji se na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma. Dakle, područje kontinuuma dijeli se na konačan broj potpodručja koja se nazivaju konačni elementi, odnosno razmatrani kontinuum postaje mreža konačnih elemenata. Početak razvoja metode konačnih elemenata datira iz četrdesetih godina dvadesetog stoljeća. Na početku se najviše koristila u teoriji elastičnosti, ali kada se shvatilo da se može matematički formulirati, njezina primjena se naglo počela širiti. Danas je prisutna u gotovo svim inženjerskim granama koje su vezane za modeliranje različitih fizikalnih procesa. Najviše se primjenjuje u zrakoplovstvu, projektiranju i konstruiranju različitih strojarskih konstrukcija, automobilskoj industriji, a u novije vrijeme je sve važnija i za područje biomehanike [36].

Prvi korak u *Abaqusu* bio je učitavanje modela pomoću *CAI* (engl. *Catia Associative Interface*). Važno je napomenuti da *CAI* mora biti kompatibilan s verzijama *Abaqusa* i *Catie* koje se

koriste. *CAI* je u ovom slučaju bolji izbor u odnosu na konvencionalno učitavanje modela pomoću funkcije *Import Part* ili *Import Assembly*. Kao što je već spomenuto, riječ je o kompleksnom modelu, pa se na ovaj način izbjegava potreba za konvertiranjem modela u neki od prikladnih formata za učitavanje u *Abaqus* (npr. *igs, stp*).

U *Abaqusu* je u modulu *Assembly* bilo potrebno dozvoliti povezivanje s *CAI* i zatim svaku strukturu posebno učitati u *Abaqus*. Budući da se model sastoji od tri dijela, pri učitavanju u *Abaqus* bilo je potrebno promijeniti ime kako se ne bi pojavila greška pri učitavanju idućeg dijela koji će imati isti naziv budući da dolazi od istog *Parta*.

Kada su svi dijelovi zuba bili učitani, dodijeljena su im materijalna svojstva, povezane su strukture zuba u jednu cjelinu i definirana su opterećenja i rubni uvjeti. Također se virtualno oblikovao kavitet zuba s ispunom. Nakon što se sve definiralo, generirana je mreža i pokrenuta je analiza. U sljedećim potpoglavljima opisana je procedura koja prethodi pokretanju simulacije. Također su opisani problemi koji su se pojavili i korekcije modela koje su bile potrebne kako bi se analiza mogla izvršiti.

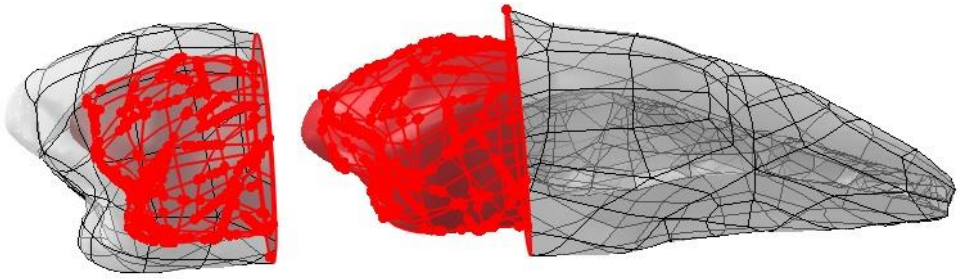
6.2.1. Povezivanje zubnih struktura u jednu cjelinu

Prije opisivanja pripreme konačne analize, potrebno je spomenuti probleme koji su se pojavili kod povezivanja zubnih struktura u jednu cjelinu. Nije ih bilo prikladno ostaviti za kasnije budući da su uzrokovali potrebu za dodatnim promjenama na 3D modelu zuba.

Nakon kreiranja početnog 3D modela zuba, postojale su tri opcije za povezivanje zubnih struktura u jednu cjelinu. Slijedi opis svake opcije i dobivanje konačnog 3D modela zuba. Tijekom opisa opcije, fokus je na samom povezivanju zuba. Međukoraci, potrebni za provođenje analize i uviđanje da rezultati nisu bili zadovoljavajući, nisu dalje objašnjeni.

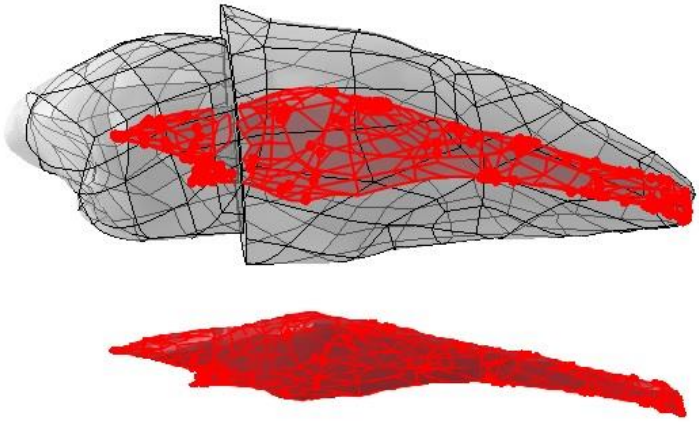
6.2.1.1. *Tie* veza

Prva opcija za spajanje zubnih struktura je korištenje *Tie* veze. Deformabilna veza služi za povezivanje površina tijekom simulacije. Ograničava svaki čvor na pomoćnoj površini (engl. *slave surface*) da ima jednaku vrijednost pomaka kao i kontaktni čvor na glavnoj površini (engl. *master surface*) [37]. Za spoj caklina – dentin kreirana je unutarnja površina cakline i površina na vrhu dentina kao što prikazuje Slika 6.4.



Slika 6.4. Definiranje površina za spoj caklina – dentin

Za definiranje površina za spoj pulpa – dentin, bilo je potrebno napraviti korak više. Budući da se pulpa nalazi unutar dentina, prvo je napravljena particija na dentinu kako bi se pomoću funkcije *Remove Selected* mogao ukloniti dio dentina i označiti unutarnja površina. Slika 6.5. prikazuje površine potrebne za spoj dentin – pulpa.



Slika 6.5. Definiranje površina za spoj dentin – pulpa

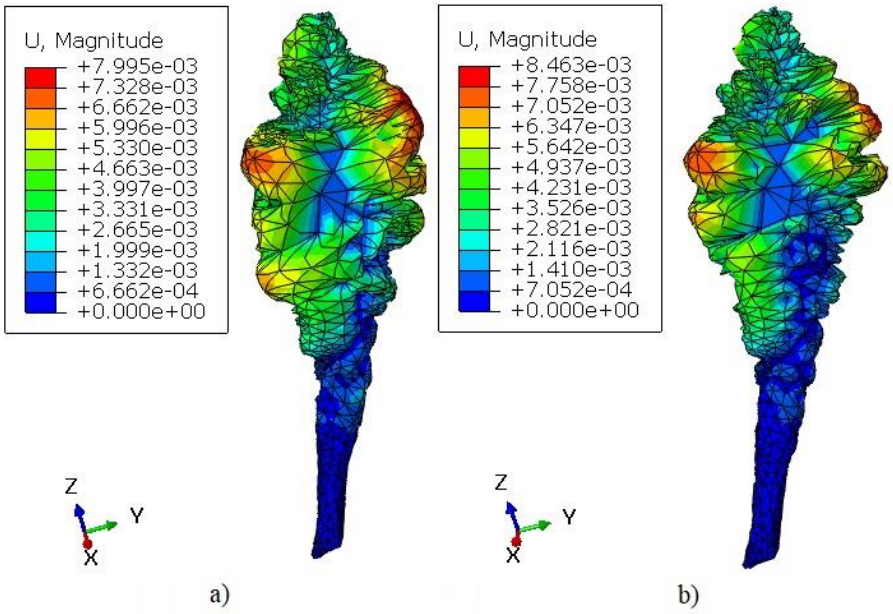
Nakon što su se definirale potrebne površine, pri izradi *Tie* veze odabrana je *Discretization method: Surface to surface* i uklonjena je kvačica uz *Adjust slave surface initial position*. Na taj način se tijekom generiranja mreže konačnih elemenata izbjegnula mogućnost pojave elemenata bez volumena (tzv. *zero - volume elements*).

Rezultati probnih analiza s *Tie* vezom pokazali su da je neprikladno koristiti *Tie* vezu budući da se javlja singularnost naprezanja na spojevima zubnih struktura već u modelu bez ispuna, čak i kod mreža s većim brojem konačnih elemenata (preko 750 tisuća konačnih elemenata). Zbog toga je bilo potrebno pronaći pouzdaniji način za spajanje zubnih struktura.

6.2.1.2. Merge Mesh

Druga mogućnost za spajanje zubnih struktura bila je korištenje opcije *Merge Mesh*. S obzirom da je riječ o spajanju mreže konačnih elemenata, a ne geometrije, napravljena je mreža na svakom *Partu*. Također je bitno spomenuti da se u ovom slučaju sve referira na mrežu, tj. i opterećenja i rubni uvjeti su definirani s obzirom na čvorove mreže, a ne s obzirom na geometriju kako je uobičajeno. Nakon što je kreirana mreža konačnih elemenata na svakom *Partu*, odabrana je opcija *Merge/Cut Instances*. U novom prozoru je odabrano *Options: Original Instances Suppress* i *Merge nodes: Boundary only*. Na taj način se spaja mreža susjednih struktura po samoj dodirnoj površini tako što se dva bliska čvora zamijene jednim novim čvorom. Predefinirana tolerancija u *Abaqusu* iznosi 10^{-6} (u konzistentnom sustavu mjernih jedinica, u ovom radu su to milimetri).

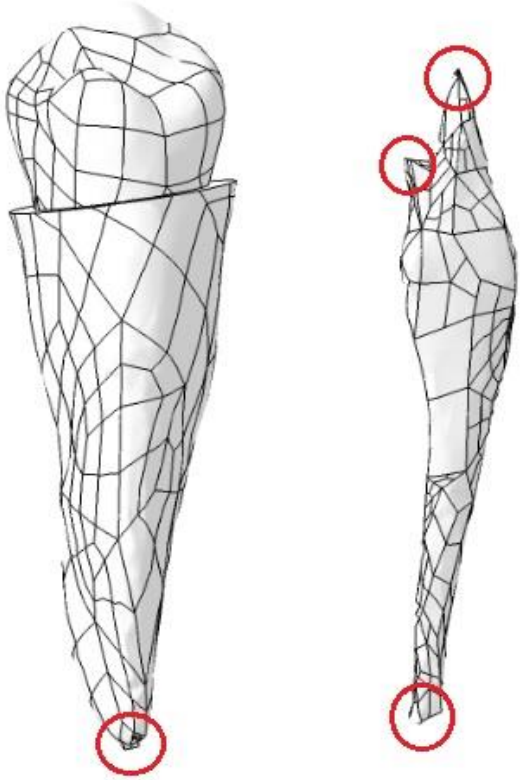
Očekuje se da je ovako definiran spoj pouzdan i da se ne javlja singularnost kao u prethodnom slučaju, međutim nastao je problem u spajanju pulpe i dentina. Zbog kompleksnosti pulpe, čvorovi se nisu dobro povezivali s čvorovima na unutarnjoj površini dentina. Problem se pokušao riješiti povećavanjem tolerancije pri definiranju *Merge Mesh* operacije i kreiranjem gušće mreže konačnih elemenata. Probne analize su pokazale da se veza dentin – pulpa u određenoj mjeri poboljšala, ali ipak nedovoljno dobro kako bi se model mogao koristiti u analizi naprezanja. Slika 6.6. pokazuje da povećanje tolerancije u ovom slučaju slabo utječe na spoj pulpa – dentin. Riječ je o modelu s 277 505 konačnih elemenata: na lijevom modelu tolerancija iznosi 10^{-6}, a na desnom 10^{-4}. Kada se postavila tolerancija veća od 10^{-4}, u ovom slučaju nije bilo moguće generirati *Merge Mesha*.



Slika 6.6. Rezultati analize za pulpu u slučaju tolerancije u iznosu od: a) 10^{-6}, b) 10^{-4}

6.2.1.3. Merge Geometry

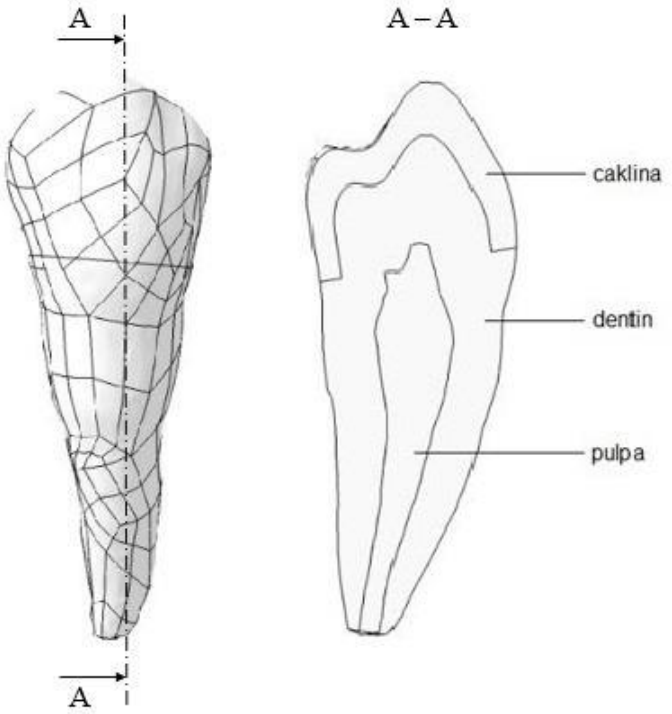
Posljednja mogućnost za povezivanje struktura zuba bila je *Merge Geometry*. Kako bi se zub povezao u jednu cjelinu, bilo je potrebno dodatno pojednostavniti model. Za trenutni model, *Abaqus* nije mogao generirati *Merge Geometry*. Uzrok tomu je najvjerojatnije kompleksna geometrija. Proces dobivanja modela koji *Abaqus* može spojiti bio je iterativan proces. Prvi korak bio je uočiti koji dijelovi geometrije stvaraju najveće probleme. Riječ je sigurno o šiljastim vrhovima koji se nalaze na dnu dentina i pulpe i vrhu pulpe. Slika 6.4. prikazuje geometriju koju je trebalo pojednostavniti.



Slika 6.7. Geometrija modela koju je potrebno pojednostavniti

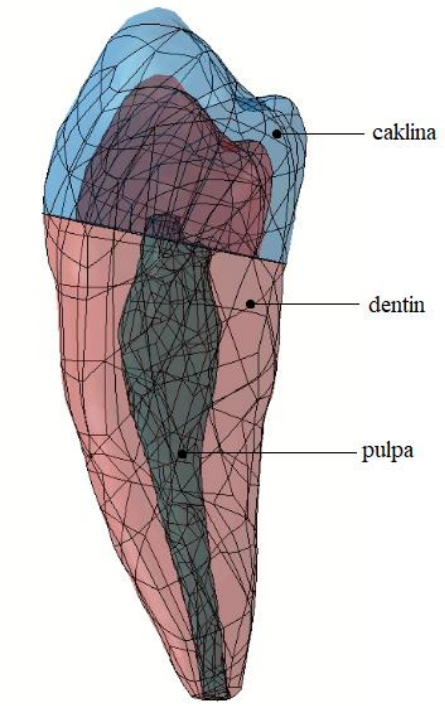
Drugi korak je bio povratak u programski paket *Catia* i pokušaj uređivanja modela. Cilj je bio zaobliti šiljaste vrhove. S obzirom da je geometrija jako složena, kreirano je nekoliko novih ravnina pod različitim kutevima koje su služile za pravljenje *Sketcheva*. Za izrezivanje određenih profila iz 3D modela korištene su funkcije *Pocket* i *Groove*. Nakon određenih promjena na 3D modelu, slijedi učitavanje u *Abaqus* putem *CAI* i novi pokušaj *Merge Geometry*. Brojnim pokušajima se došlo do određenih zaključaka. Vjerojatno zbog toga što CT sken i pripadajući STEP modeli pulpe i dentina nisu nalijegali dovoljno točno, bilo je potrebno, u programskom paketu *Catia*, popuniti model dentina te ga u *Abaqusu* izrezati pomoću modela pulpe. Već izrezani dentin i pulpu nije bilo moguće spojiti. Iz nepoznatih razloga, u *Abaqusu 6.14.5* nije bilo moguće spojiti caklinu s dentinom, ali pokazalo se da je moguće u starijoj verziji – *Abaqus 6.12.1*.

Nakon brojnih pokušaja, u programskom paketu *Catia* generiran je novi 3D model zuba prikazan na Slici 6.8. Za razliku od prethodnog modela, konačni model ima zaobljeno dno dentina i pulpe te odrezane šiljke na vrhu pulpe.



Slika 6.8. Konačni 3D model jednokorijenskog zuba

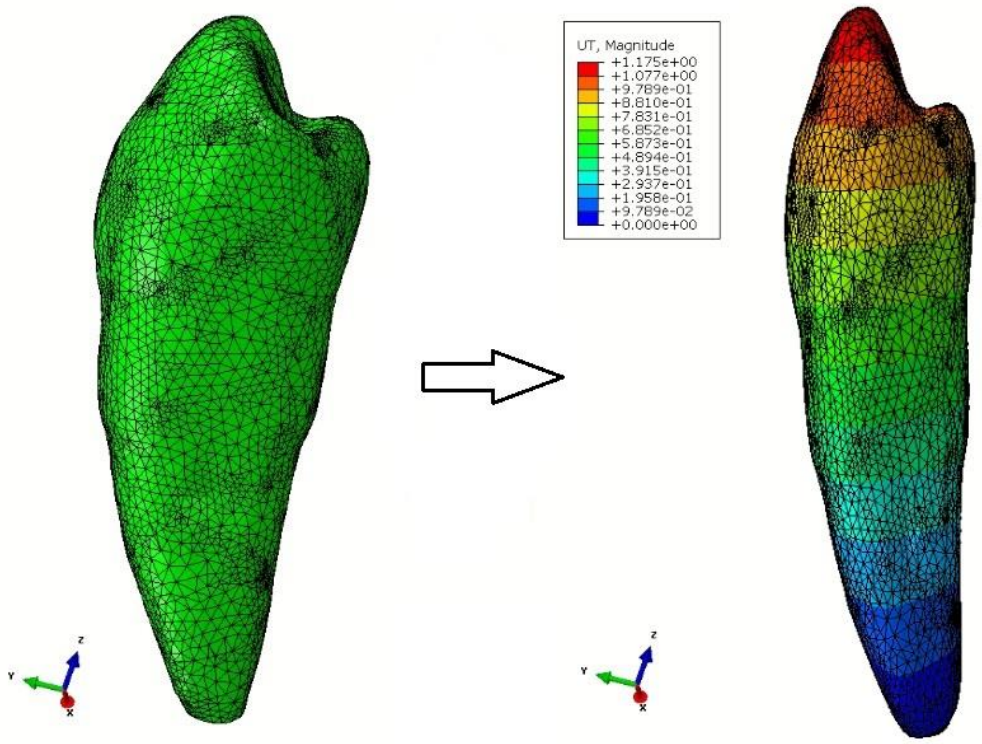
Slijedi opis dobivanja *Merge Geometry* u *Abaqusu 6.12.1*. Važno je napomenuti da postupak nije asocijativan – vrlo je bitno kojim redoslijedom se izvode operacije. Prvi korak je označiti sve dijelove kao *Independent (mesh on instance)*. Nakon toga se odabere *Cut Instance* i kreira dentin s komorom za pulpu, a početni dijelovi se potisnu. Sljedeći korak je u stablu označiti pulpu i odabrati *Resume* budući da je prethodnom operacijom potisnuta. Sada slijedi spajanje zubnih struktura pomoću *Merge Geometry*. Prvo se spajaju pulpa i dentin, a zatim se taj kreirani dio spoji s caklinom i dobije konačni model zuba u *Abaqusu* kao što prikazuje Slika 6.9.



Slika 6.9. Konačni 3D model zuba dobiven pomoću *Merge Geometry*

Probne analize su pokazale da je ovaj model pouzdan i da se s dovoljno kvalitetnom mrežom ne pojavljuje singularnost naprezanja. Velika prednost opcije *Merge Geometry* u odnosu na *Tie* vezu i *Merge Mesh* je u tome što se kompatibilna mreža konačnih elemenata formira na cijelom zubu, a ne zasebno na svakoj strukturi zuba. Na taj način se izbjegava spajanje mreža na kontaktnim površinama koje često rezultira vrlo lošom kvalitetom mreže, a što u konačnici dovodi do nepouzdanih rezultata.

Unatoč tome što su probne analize pokazale da je model dobar, provedena je i frekvencijska analiza kako bi se to dodatno potvrdilo. Za frekvencijsku analizu je definirana i gustoću materijala u mjernim jedinicama t/mm^3. U modulu *Step* je odabrano *Linear perturbation – Frequency* te je definiran željeni broj modova vibriranja, u ovom slučaju 10. Također je na dnu zuba definiran rubni uvjet uklještenje. Rezultati su uistinu dokazali da su strukture pouzdano spojene i da se ponašaju kao cjelina. Slika 6.10. prikazuje ponašanje zuba za prvi mod vibriranja. Prva glavna forma vibriranja slična je prvoj glavnoj formi vibriranja konzole (grede uklještene na jednom kraju).

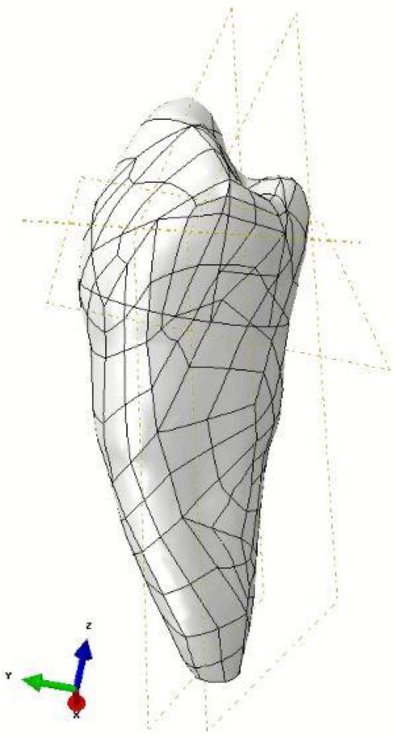


Slika 6.10. Rezultati analize za 1. mod vibriranja

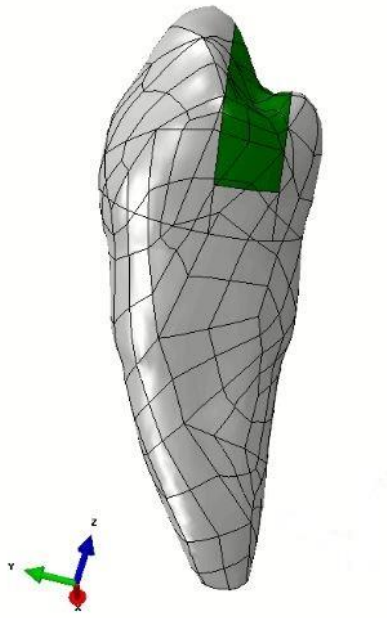
6.2.2. Virtualno oblikovanje kaviteta zuba s ispunom

6.2.2.1. Izrada ispuna pomoću opcije *Partition Cell*

Kavitet zuba s ispunom može se oblikovati u *Abaqusu* na način da se kreira particija. Prvo je potrebno izraditi pomoćne ravnine koristeći funkciju *Tools – Datum*. Jedna ravnina je paralelna sa spojem caklina – dentin i predstavlja dubinu kaviteta. Druge dvije ravnine definiraju bočne strane kaviteta. Oblikovane su na način da su odabrane željene točke na zubu kroz koje ravnine prolaze i pomoćna os koja predstavlja normalu ravnina. Pomoćna os je također prethodno definirana funkcijom *Datum* na način da su se odabrale dvije točke kroz koje os prolazi. Kada je sve definirano kao na Slici 6.11., odabrana je funkcija *Create Partition* i oblikovan je kavitet zuba. Slika 6.12. prikazuje kavitet zuba s ispunom koji je označen zelenom bojom.

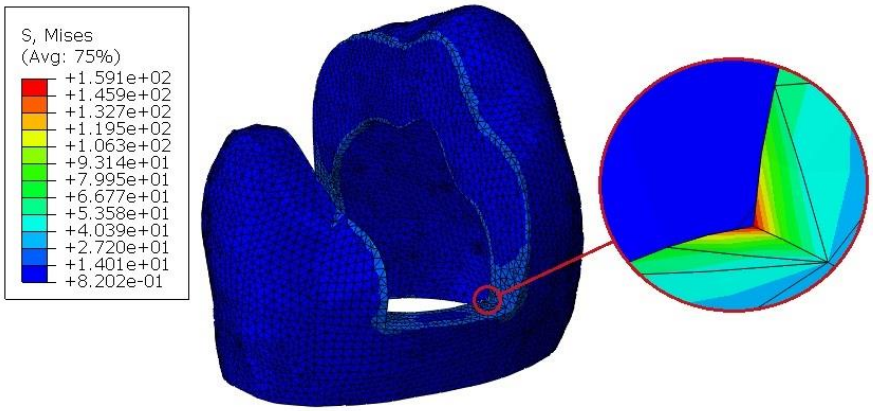


Slika 6.11. Pomoćne ravnine za kreiranje particije



Slika 6.12. Zub s ispunom dobivenim particioniranjem

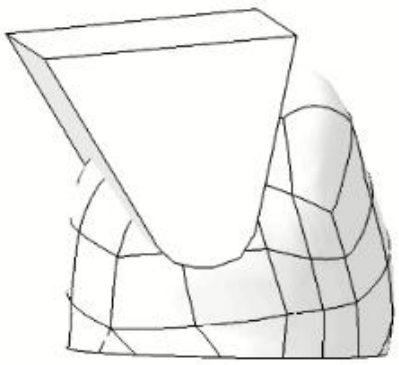
Probne analize su pokazale da se na spoju ispuna i zuba javlja singularnost naprezanja ukoliko je ispun dobiven particioniranjem. Problem je u tome što je spoj ispuna i zuba oštar, a nije moguće napraviti zaobljenje u *Abaqusu* uz ovakvu strategiju particioniranja. Slika 6.13. pokazuje singularnost na caklini.



Slika 6.13. Pojava singularnosti naprezanja na spoju caklina – dentin – ispun

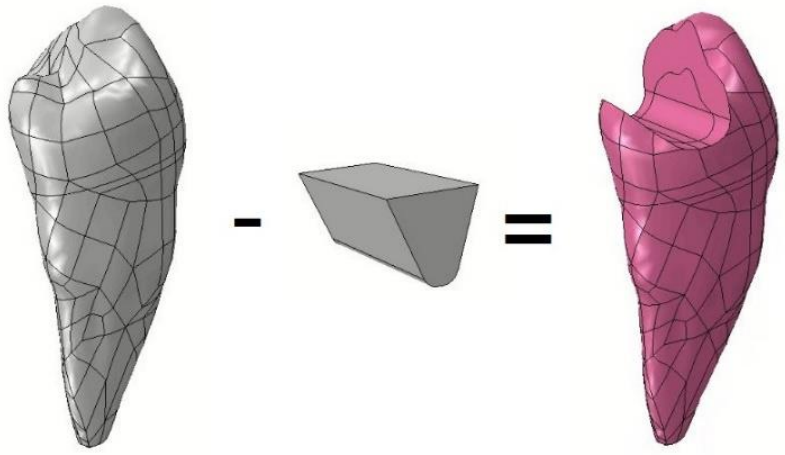
6.2.2.2. Izrada ispuna pomoću opcije *Merge/Cut Instances*

Kako bi se postigao zaobljeni rub ispuna i izbjegla pojava singularnosti na spoju caklina – dentin – ispun, korištena se opcija *Merge/Cut Instances* koja je opisana u prethodnom poglavlju 6.2.1.3. *Merge Geometry*. Prvi korak bio je u programskom paketu *Catia* napraviti novi *Part* iz kojega će se u *Abaqusu* izrezati ispun. Slika 6.14. prikazuje *Part* iz kojega se reže ispun i njegov položaj u odnosu na caklinu.

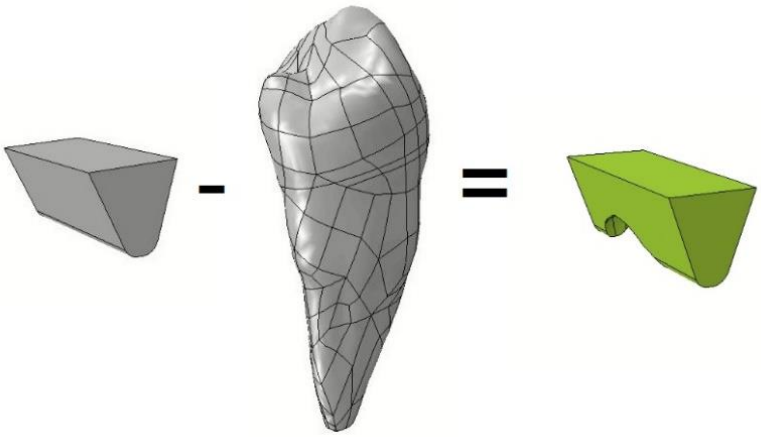


Slika 6.14. Kreiranje novog *Parta* za izradu ispuna

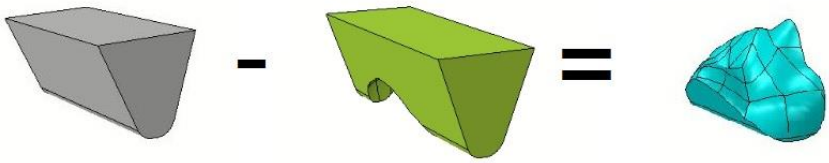
Caklina, dentin, pulpa i blok – ispun su učitani u *Abaqus* putem *CAI* translatora na prethodno opisan način. Zatim je ponovljen postupak za dobivanje zuba kao cjeline koji je također već opisan. Sljedeći korak bio je napraviti zub s kavitetom na način da se pomoću *Merge Cut* izreže blok – ispun iz zuba (Slika 6.15.). Kako bi se dobio ispun koji u potpunosti odgovara kavitetu zuba, prvo je iz blok – ispuna dobiven kalup tako što se cijeli zub izrezao iz blok – ispuna (Slika 6.16.). Izrezivanjem kalupa iz blok – ispuna dobiven je konačni model ispuna (Slika 6.17.). Na kraju su pomoću *Merge Geometry* spojeni ispun i zub s kavitetom i dobiven je konačni 3D model za analizu naprezanja (Slika 6.18.). Sljedeće slike prikazuju prethodno opisanu proceduru.



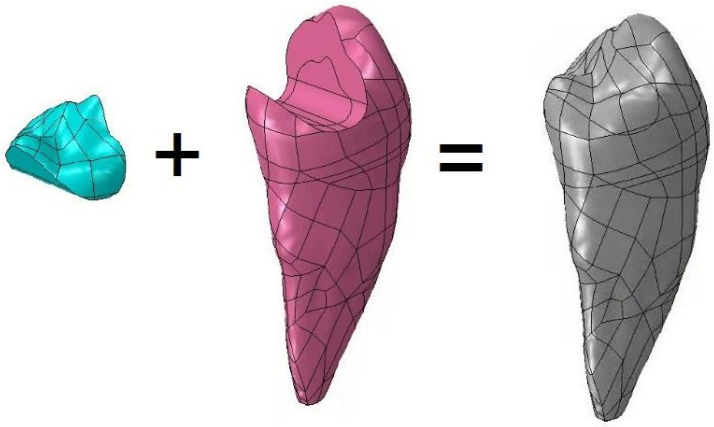
Slika 6.15. Postupak dobivanja zuba s kavitetom



Slika 6.16. Postupak dobivanja kalupa za rezanje ispuna

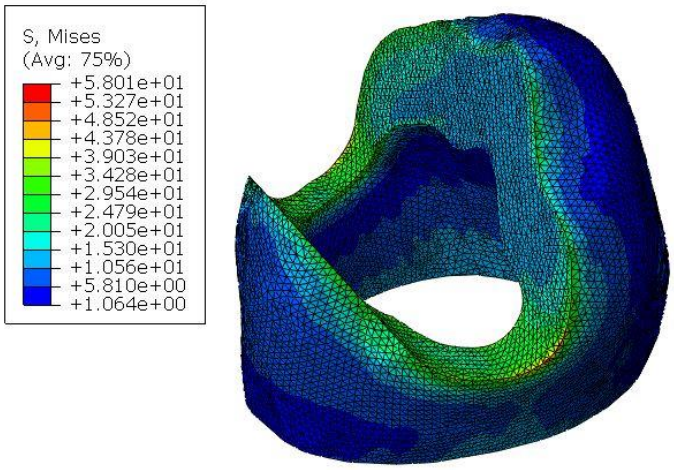


Slika 6.17. Postupak dobivanja konačnog modela ispuna



Slika 6.18. Postupak dobivanja konačnog modela zuba s ispunom

Probne analize pokazale su da je model pouzdan i da se zaobljenjem ruba ispuna rješava problem pojave singularnosti naprezanja na spoju caklina – dentin – ispun. Slika 6.19. prikazuje naprezanja na caklini, a usporedbom sa Slikom 6.10. vidi se poboljšanje rezultata analize.
Sada kad je geometrija modela definirana, mogu se zadati materijalna svojstva, definirati opterećenja i rubni uvjeti te generirati mreža konačnih elemenata.



Slika 6.19. Naprezanje prema von Misesu na caklini

6.2.3. Materijalna svojstva

Potrebno je dodijeliti materijalna svojstva za caklinu, dentin, pulpu i ispun – kompozitnu smolu. Budući da se radi i toplinska analiza, osim Youngovog modula i Poissonovog faktora, potrebno je definirati i koeficijent toplinske vodljivosti i linearni koeficijent toplinskog istezanja. Zubne strukture i ispuni se šire ukoliko su izloženi vrućoj hrani i piću, odnosno skupljaju se ako je riječ o hladnoj hrani i piću. Razlike između toplinskih i fizikalnih svojstava ispuna u odnosu na strukture zuba dovode do pojave naprezanja. Nastala naprezanja mogu uzrokovati oštećenje zuba ili kontakta između ispuna i zuba. Toplinska svojstva materijala su vrlo važna kako bi se što točnije simulirao prijenos topline kroz strukture zuba. Linearni koeficijent toplinskog istezanja predstavlja relativnu promjenu duljine materijala uslijed povećanja temperature za 1°C. Koeficijent toplinske vodljivosti označava količinu topline koja u sekundi prolazi kroz površinu od 1 mm^2 i debljine 1 mm, uz promjenu temperature od 1°C (J/(s·mm·°C)) [38].

U literaturi se može pronaći veliki broj različitih vrijednosti mehaničkih svojstava za strukture zuba [3], [4], [6], [7], [26], [32], [33], [34], [38], [39]. Razlike u vrijednostima najviše su posljedica različitih metoda kojima se svojstva utvrđuju. Primjerice, elastičnost dentina razlikuje se za peritubularni i intertubularni dentin: modul elastičnosti peritubularnog dentina je 29,8 GPa, modul elastičnosti intertubularnog dentina je u rasponu od 17,7 GPa (blizu pulpe) do 21,1 GPa (blizu cementa). Razlike u modulu elastičnosti su primijećene i u slučaju statičkih i dinamičkih mjerenja. Promjena mineralne gustoće zbog promjene broja i promjera tubula (zubnih cijevi) u zubu može objasniti promjene svojstava dentina. 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 [39].

Budući da se u literaturi [27], [29], [30] često uvodi pretpostavka da su dentin i caklina homogeni i izotropni materijali, u ovom radu se također svi materijali smatraju homogenim i izotropnim. U Tablici 6.2. nalaze se materijalna svojstva cakline, dentina, pulpe i kompozitne smole.

Tablica 6.2. Materijalna svojstva [38]

Materijal	Youngov modul, E, MPa	Poissonov faktor, ν	Koef. toplinske vodljivosti, λ, J/(s·mm·°C)	Linearni koef. toplinskog istezanja, α_L, 1/°C
Caklina	84 100	0,33	$9{,}2 \cdot 10^{-4}$	$17 \cdot 10^{-6}$
Dentin	18 600	0,31	$6{,}3 \cdot 10^{-4}$	$10{,}6 \cdot 10^{-6}$
Pulpa	2	0,45	$6{,}7 \cdot 10^{-4}$	$180 \cdot 10^{-6}$
Kompozitna smola	16 600	0,33	$1{,}1 \cdot 10^{-4}$	$37 \cdot 10^{-6}$

6.2.4. Definiranje analize

Linearne statičke analize su često korištene u MKE analizama zuba [29], [30]. Konstantni modul elastičnosti tada predstavlja linearan odnos između naprezanja i deformacije u materijalu. Linearne analize vrijede ako se model ponaša kao cjelina i pokazuje linearan odnos naprezanja i deformacije u području proporcionalnosti naprezanja i deformacije. Pri analizi realnih situacija u usnoj šupljini, može se javiti nelinearnost u sljedećim kategorijama: materijalna nelinearnost, promjena međusobnih odnosa u strukturama i geometrijska nelinearnost. Materijalne nelinearnosti uzrokuju promjenu krutosti modela s različitim razinama opterećenja. Promjena međusobnih odnosa u usnoj šupljini može se dogoditi na kontaktu zuba s drugim zubom ili u spoju zubnih struktura s drugim materijalima. Geometrijske nelinearnosti su karakterizirane velikim deformacijama i/ili rotacijama zuba koje mogu biti posljedica ortodontske terapije [40]. U ovom radu su zbog jednostavnosti provedene samo

linearne analize. Odabirom linearne analize, proračun je vremenski manje zahtjevan i moguć je veći broj parametarskih simulacija u manjoj jedinici vremena.

Zubi su izloženi mehaničkim opterećenjima uslijed žvakanja te toplinskim opterećenjima uslijed promjene temperature u usnoj šupljini. Zbog toga su provedene analize naprezanja u slučaju djelovanja sile, promjene temperature i kombiniranog opterećenja.

Za modeliranje provođenja topline u zubu korišten je *General – Heat transfer*. U ovom slučaju je označen *Response: Steady – state*, tj. izostavljena je specifična toplina iz jednadžbe prijenosa topline [41].

Za analizu naprezanja korišten je *Static, General*. Riječ je o općenitoj statičkoj analizi u kojoj se mogu zanemariti učinci inercije, a također se ne uzima u obzir ni vremenski ovisno ponašanje materijala poput puzanja i viskoelastičnosti. Analiza može biti linearna i nelinearna [42]. Kao što se ranije spomenulo, u ovom radu su provedene linearne analize kod kojih se ne uzimaju u obzir veliki pomaci i/ili rotacije niti velike deformacije.

Odabirom *Field Output Request Managera* mogu se odabrati izlazne varijable. U slučaju *Heat transfer* analize odabrane su *Output Variables: Thermal*, a u slučaju *Static, General* odabrana su naprezanja (*Stresses*). S obzirom na to da u ovim analizama nije potreban *History Output,* može se ukloniti. Pravilnim odabirom izlaznih veličina i uklanjanjem *History Outputa* skraćuje se vrijeme potrebno za analizu jer se ne zahtijevaju nepotrebni izlazni podaci.

6.2.5. Definiranje opterećenja i rubnih uvjeta

Toparli i sur. [5] i Koycu i sur. [38] navode da zub u normalnim uvjetima ima temperaturu 36 °C. Arola i sur. [6], Pałka i sur. [25] i Srivastava i sur. [34] su istražili utjecaj temperature u usnoj šupljini od 55 °C, a Toparli i sur. [5] i Koycu i sur. [38] od 60 °C. U ovom radu se razmatra utjecaj temperature od 60 °C u usnoj šupljini na zub koji ima temperaturu 36 °C.

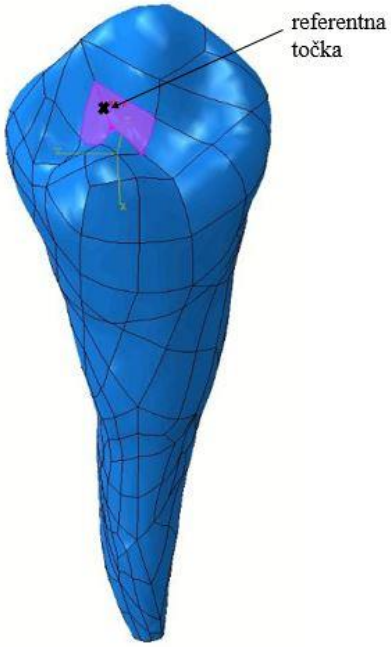
Promjena temperature ΔT = 24 °C definirana je na način da se postave temperature na dnu i na vrhu zuba. Budući da referentna temperatura za linearni koeficijent toplinskog istezanja iznosi 0 °C, a za toplinsku analizu je bitna samo promjena temperature ΔT, a ne stvarna početna i konačna temperatura, potrebno je uzeti temperaturu 0 °C kao početnu, tj. kao temperaturu na dnu zuba. Bitno je napomenuti da se kod analize naprezanja uslijed promjene temperature koriste dva modela. Na prvom modelu je definirana temperatura na prethodno opisan način, a u drugom modelu je zadan rubni uvjet uklještenje i unaprijed definirano temperaturno polje. Uklještenje i unaprijed definirano temperaturno polje zadani su u *Stepu Initial*. Riječ je o *Stepu*

koji je kreiran od strane *Abaqusa* na početku svake numeričke analize. Postoji samo jedan *Initial Step* i ne može se preimenovati, urediti, zamijeniti, kopirati niti obrisati od strane korisnika. Omogućuje korisniku definiranje rubnih uvjeta, unaprijed definiranih polja i interakcija koje postoje na početku same analize [43]. Uklještenje i temperaturno polje predstavljaju početne rubne uvjete za analizu naprezanja. Uklještenje je narinuto na korijen zuba i na taj način su onemogućeni svi pomaci i rotacije na dnu zuba. U realnim uvjetima, parodontni ligament omogućuje male pomake zuba, ali u ovom radu se to zanemaruje i uvodi pojednostavljenje – uklještenje. Temperaturno polje se postavi na cijeli model na način da se povlače rezultati iz toplinske analize i koriste kao ulazni podaci za analizu naprezanja. S obzirom da se analize vrše na *clusteru*, čiji operativni sustav nije *Windows* nego *Linux*, dovoljno je za *File name* upisati naziv datoteke s rezultatima toplinske analize (*naziv_analize.odb* datoteka). Ukoliko se analiza ne vrši na *clusteru*, u *File name* je potrebno upisati direktorij *.odb* datoteke.

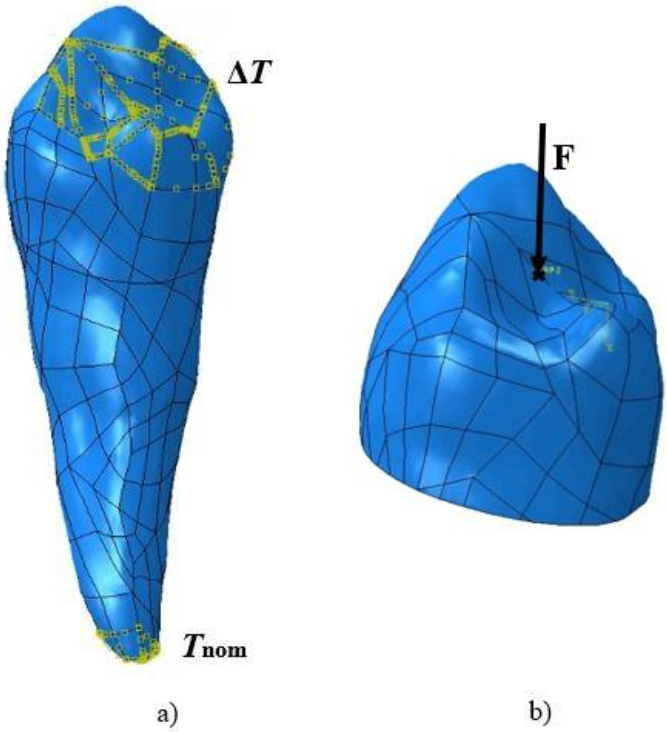
Osim temperature, potrebno je definirati i drugo opterećenje – silu. Literatura [1], [2], [3], [27], [29] pokazuje da na zub mogu djelovati sile različitih iznosa, u različitim točkama i pod različitim kutevima. Primjerice, Palamara i sur. [1] u svom su istraživanju razmatrali silu u iznosu od 100 N koja djeluje pod različitim kutevima u lingvalnoj ravnini. Kutevi i hvatišta sile su odabrani tako da simuliraju opterećenje tijekom žvakanja i gutanja. Ausiello i sur. [29] u svom su radu promatrali djelovanje četiri okluzalne sile u iznosima od 400 N, 600 N, 700 N i 800 N. U literaturi [30] navedena je sila 580 N kao maksimalna okluzalna sila te da neka istraživanja pokazuju da se maksimalne vrijednosti za žene i muškarce razlikuju i za muškarce iznose 522 N, a za žene 441 N.

U ovom radu su razmatrane sile u iznosu 100 N i 400 N. Sile su okluzalne (djeluju na žvačnoj plohi). Budući da sila ne djeluje koncentrirano u jednoj točki, nego se njen utjecaj očituje na površini, prvo su definirane referentna točka i površina u *Abaqusu*. U modulu *Interaction* kreirana je referentna točka koja predstavlja hvatište koncentrirane sile. Zatim je referentna točka povezana s okolnom površinom na kojoj djeluje sila preko *Coupling type: Continuum distributing*. Na taj način se postigne da je rezultantno opterećenje na površini jednako opterećenju koje djeluje u referentnoj točki [44]. Slika 6.20. prikazuje referentnu točku i pridruženu površinu. Prije nego što se narinula koncentrirana sila u referentnoj točki, napravljen je novi koordinatni sustav kako bi se što lakše definirao smjer djelovanja vektora sile. U ovom slučaju je definiran pravokutni koordinatni sustav kojemu je os *x* usmjerena okomito na

okluzalnu ravninu. Sile su definirane u smjeru *x* osi i djeluju tlačno na okluzalnu plohu zuba. Slika 6.21. prikazuje definirana opterećenja i rubne uvjete.



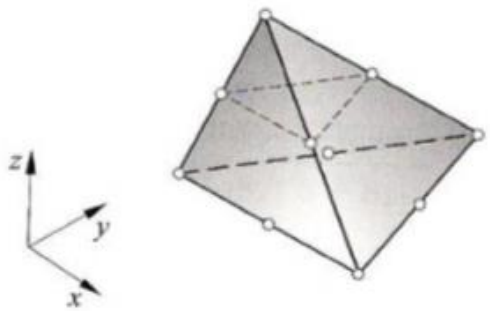
Slika 6.20. *Coupling* veza



Slika 6.21. Definirano opterećenje i rubni uvjeti: a) promjena temperature Δ*T*, b) sila *F*

6.2.6. Mreža konačnih elemenata

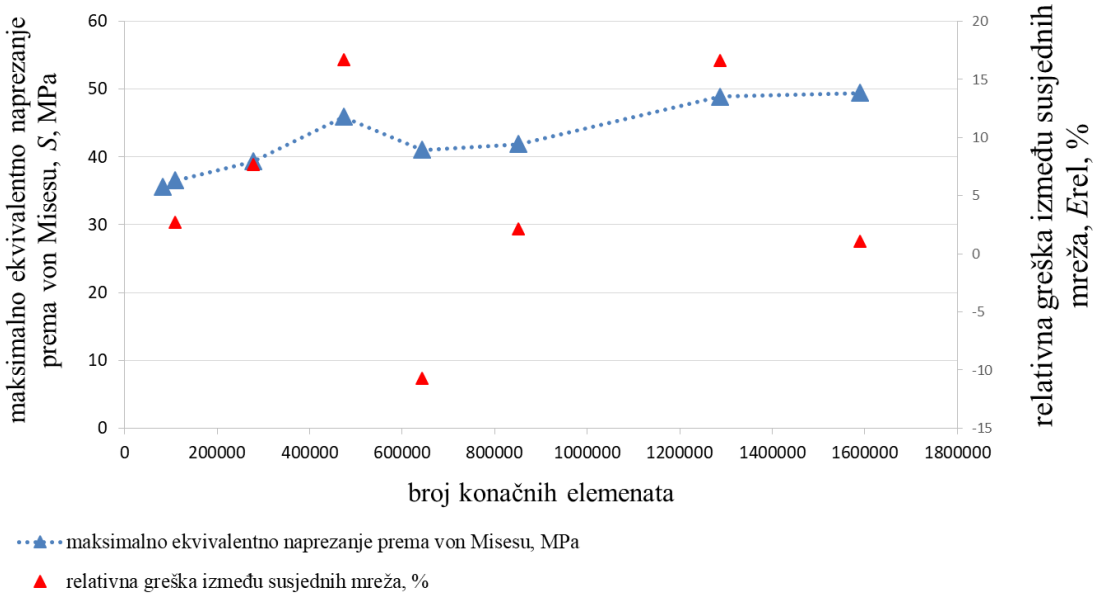
Najjednostavniji konačni element za trodimenzijsku analizu kontinuuma je osnovni tetraedarski element s 12 stupnjeva slobode. Dodavanjem čvorova osnovnom tetraedarskom elementu, dobije se tetraedarski element višeg reda [36]. Upravo se tetraedarski elementi drugog reda (Slika 6.22.) koriste u ovom radu. Za toplinsku analizu odabrani su *Heat Transfer* elementi (DC3D10), a za analizu naprezanja odabrani su *3D Stress* elementi (C3D10).



Slika 6.22. Tetraedarski element drugog reda [36]

Cilj metode konačnih elemenata je da se rješenja što više približe točnim vrijednostima. Uz pravilnu formulaciju konačnih elemenata, približavanje točnom rješenju raste s povećanjem broja elemenata. To fizikalno znači da usitnjavanjem mreže konačnih elemenata energija deformiranja konvergira točnom iznosu energije deformiranja proračunskog modela [36]. Međutim, nije dovoljno uzeti mrežu sa što više konačnih elemenata. Cilj je dobiti mrežu koja osigurava što točnija rješenja, uz što manji broj konačnih elemenata. Na taj način se dobiju pouzdani rezultati uz minimalno opterećenje računalnih komponenti tijekom izvođenja simulacije.

Za određivanje optimalne mreže, provedene su simulacije korištenjem 8 različitih mreža konačnih elemenata na modelu zuba bez ispuna. Simulacije su provedene za slučaj djelovanja temperaturne promjene u iznosu od 24 °C. Za svaku mrežu je očitano maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu te su izračunate relativne greške prema formuli $E_{rel} = (S_n/S_{n-1}-1)\cdot 100\%$, gdje je S maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu, „n“ broj trenutne analize, a „n-1“ broj prethodne analize. Slika 6.23. prikazuje graf konvergencije.



Slika 6.23. Dijagram konvergencije

Prihvatljiva je ona mreža konačnih elemenata koja ima relativnu grešku manju od 3 %, a u modelu se ne pojavljuje singularnost naprezanja. Konvergencija je pokazala da je mreža od 1287084 konačna elementa i 1753628 čvorova zadovoljavajuća za zub bez ispuna (Slika 6.24. a). Kod analiza s djelovanjem koncentriranih sila na zubu bez ispuna korištena je lokalno grublja mreža na mjestu djelovanja sile i u konačnici se mreža sastojala od 1271336 konačnih elemenata i 1732209 čvorova. Za zub s kompozitnim ispunom koristila se mreža od 1471553 konačna elementa i 2004177 čvorova (Slika 6.24. b). Kod analiza s djelovanjem koncentriranih sila na zubu s kompozitnim ispunom koristila se lokalno grublja mreža na mjestu djelovanja sile i u konačnici se mreža sastojala od 1258138 konačnih elemenata i 1714669 čvorova.



Slika 6.24. Presjek mreže konačnih elemenata na modelu a) zuba bez ispuna, b) zuba s kompozitnim ispunom

7. REZULTATI

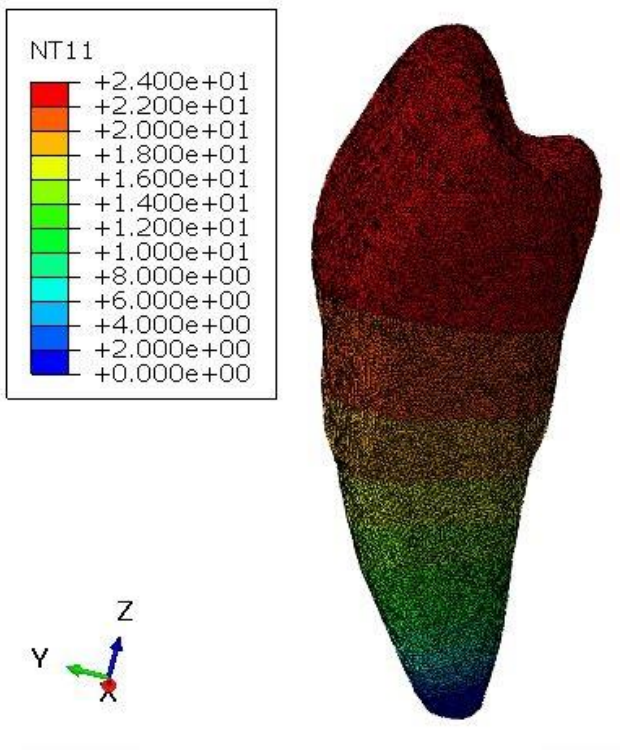
Nakon provedene linearne analize metodom konačnih elemenata, dobiveni su rezultati za zub bez ispuna i zub s kompozitnim ispunom. Budući da se maksimalna naprezanja javljaju na caklini i ispunu, u nastavku su priloženi rezultati naprezanja na caklini i ispunu. Desni rezultati prikazuju i naprezanja na presjeku cakline, odnosno cakline i ispuna. Naprezanja na dentinu i pulpi su zanemarena. Naprezanja su izražena u MPa.

7.1. Rezultati za zub bez ispuna

Provedeno je 5 različitih analiza: djelovanje temperaturne promjene ΔT = 24 °C, djelovanje koncentriranih sila F = 100 N i F = 400 N te kombinirano opterećenje.

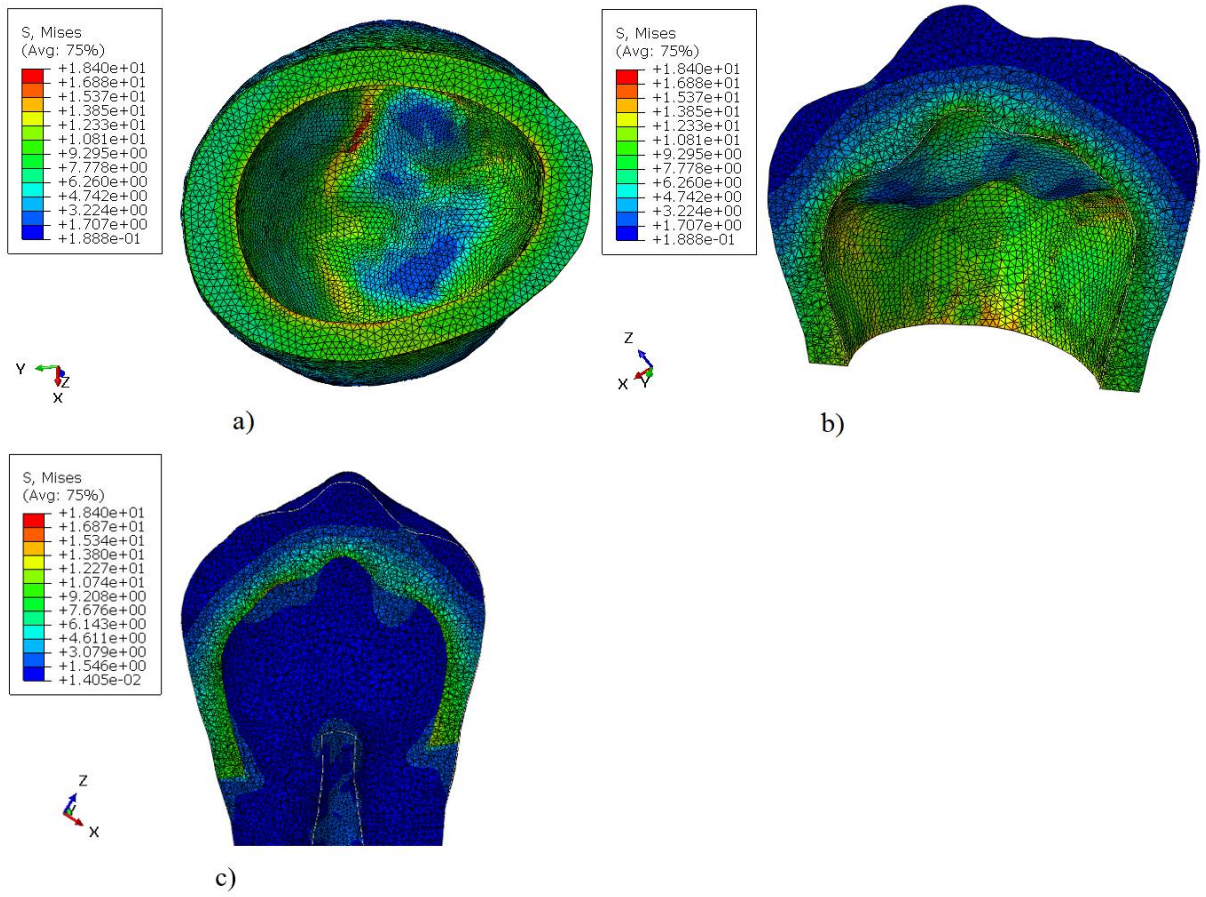
1. Analiza: ΔT = 24 °C

Slika 7.1. prikazuje temperaturno polje na modelu zuba bez ispuna. Najveća temperatura je na caklini budući da je ona prva u dodiru s bilo kakvom promjenom temperature unutar usne šupljine.



Slika 7.1. Temperaturno polje na modelu zuba bez ispuna

Djelovanje temperaturne promjene od 24 °C uzrokuje maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 18,4 MPa na unutarnjoj strani cakline u dodiru s dentinom (Slika 7.2.). Općenito se javljaju veća ekvivalentna naprezanja prema von Misesu na spoju cakline i dentina.



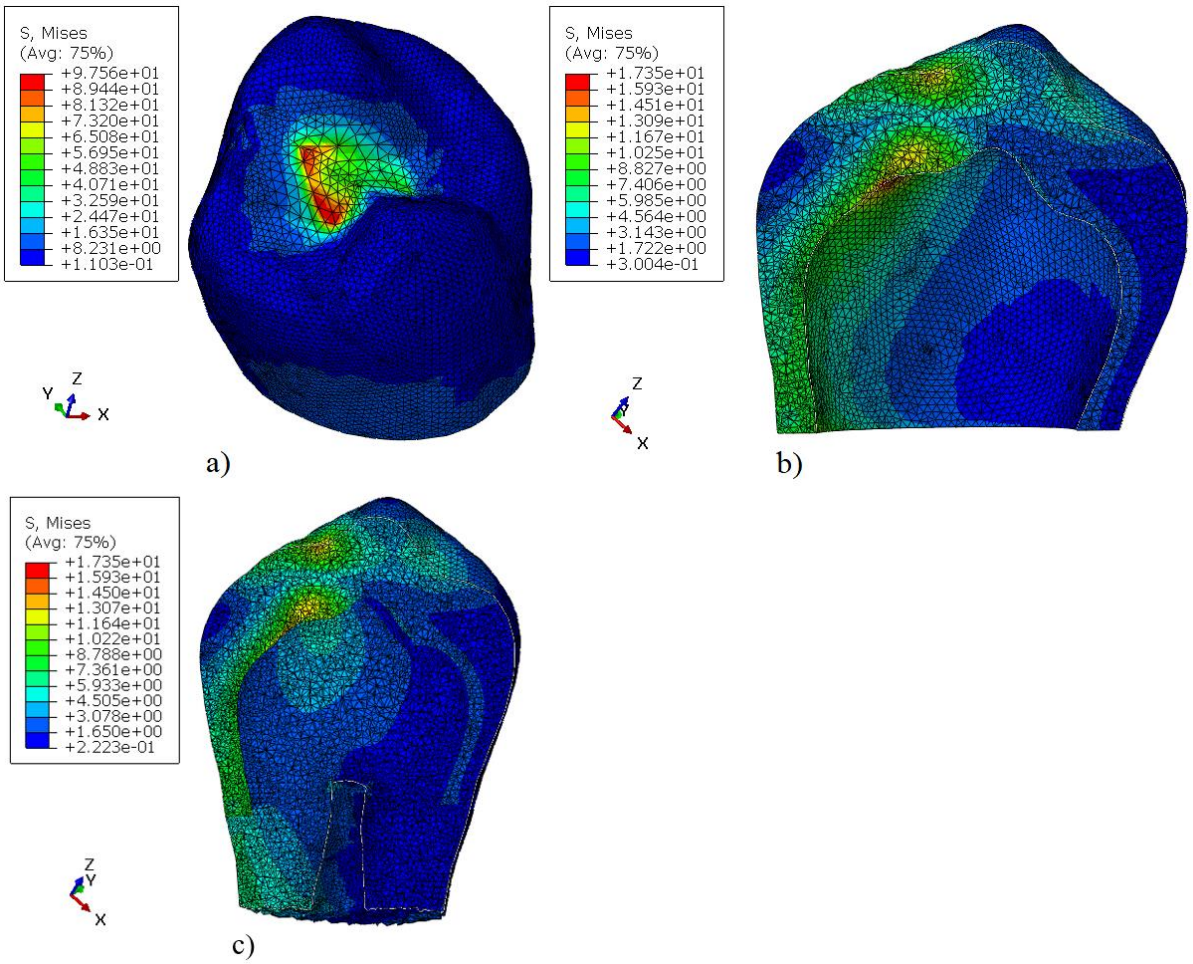
Slika 7.2. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod promjene temperature ΔT = 24 °C: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba

2. Analiza: F = 100 N

Djelovanje koncentrirane sile od 100 N uzrokuje lokalno puno veća naprezanja nego što je fizikalno moguće. Prema St. Venantovom principu, raspodjela naprezanja nije jednolika u blizini otvora, naglih prijelaza ili na mjestu djelovanja koncentriranih sila. Na nekoj udaljenosti od poremećaja uspostavlja se jednolika raspodjela naprezanja.

Na mjestu djelovanja sile, javlja se maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 97,56 MPa, a udaljavanjem od mjesta djelovanja koncentrirane sile, na spoju cakline

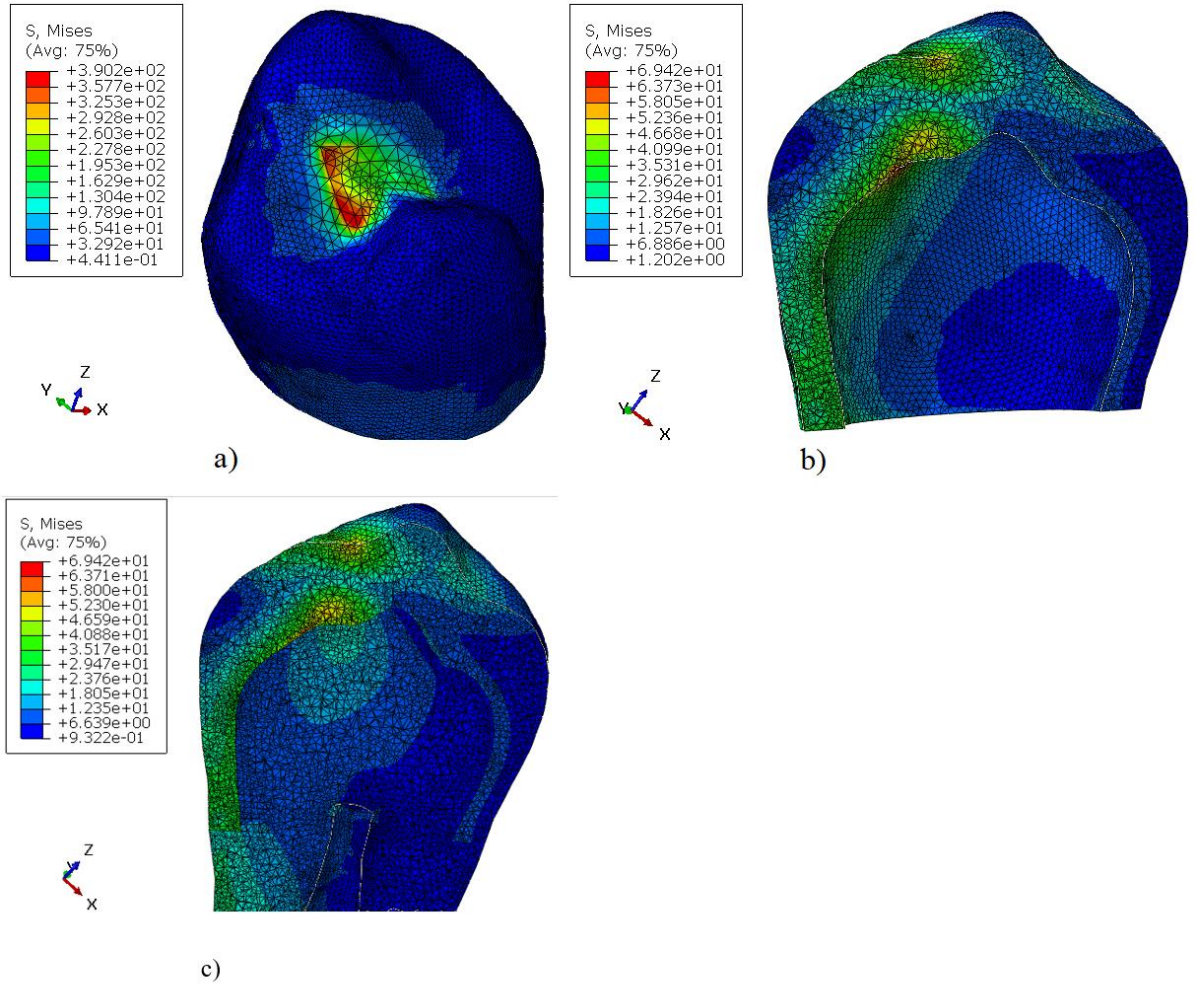
i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 17,35 MPa (Slika 7.3.).



Slika 7.3. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja koncentrirane sile *F* = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba

3. Analiza: *F* = 400 N

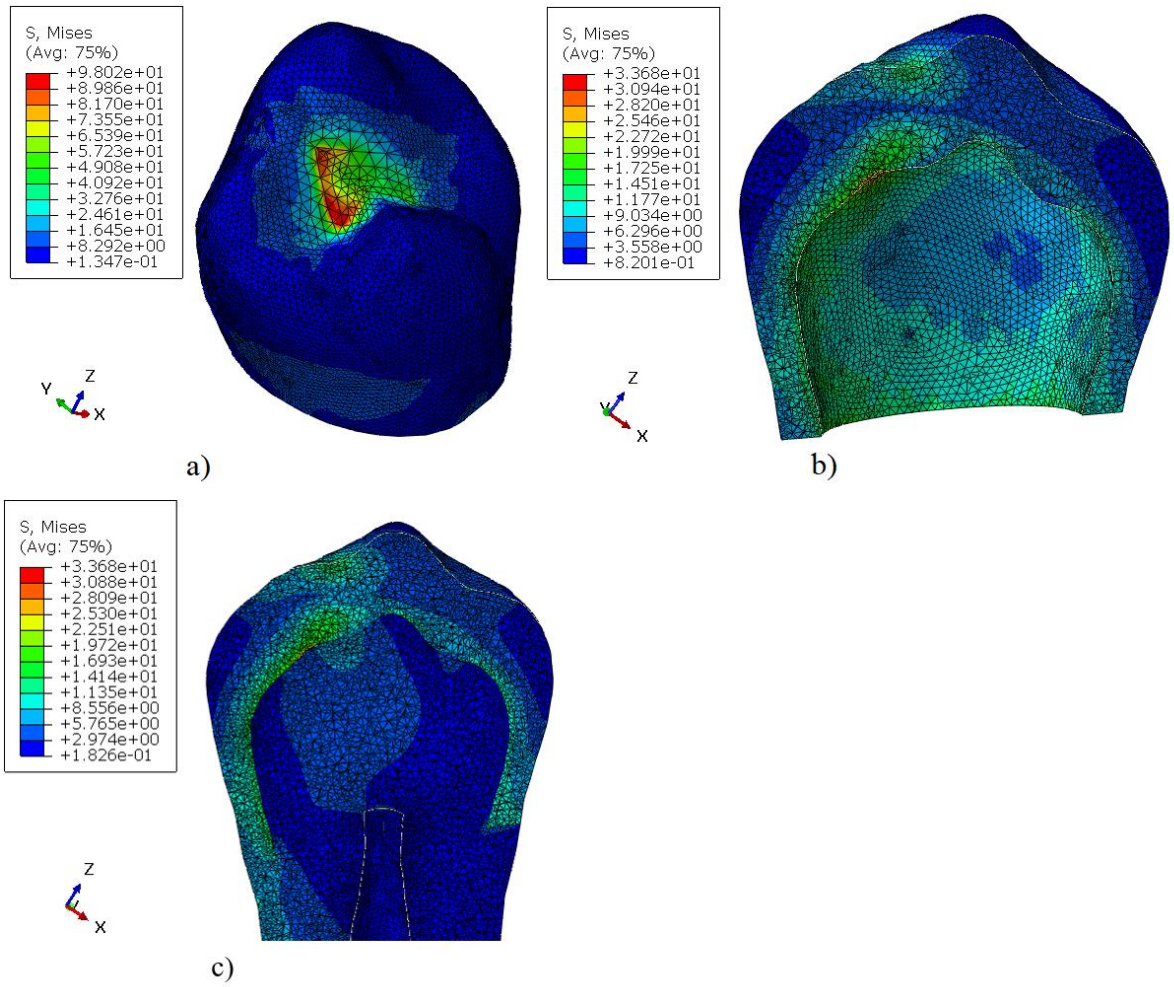
Budući da se radi o linearnoj statičkoj analizi, rezultati djelovanja 4 puta veće sile uzrokuju 4 puta veća naprezanja. Dakle, maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu na mjestu djelovanja sile iznosi 390,2 MPa, a udaljavanjem od mjesta djelovanja koncentrirane sile, na spoju cakline i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu od 69,42 MPa (Slika 7.4.).



Slika 7.4. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja koncentrirane sile F = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba

4. Analiza: kombinirano opterećenje ΔT = 24 °C i F = 100 N

U području djelovanja koncentrirane sile, javlja se maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 98,02 MPa, a udaljavanjem od mjesta djelovanja sile, na spoju cakline i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu od 33,68 MPa (Slika 7.5.). Ekvivalentno naprezanje prema von Misesu na mjestu djelovanja koncentrirane sile je u ovom slučaju po iznosu vrlo blisko ekvivalentnom naprezanju prema von Misesu pri djelovanju samo sile F, dok je ekvivalentno naprezanje prema von Misesu na spoju cakline i dentina, udaljeno od mjesta djelovanja sile, gotovo jednako zbroju ekvivalentnih naprezanja prema von Misesu u slučaju pojedinačnog djelovanja temperaturne promjene i sile.

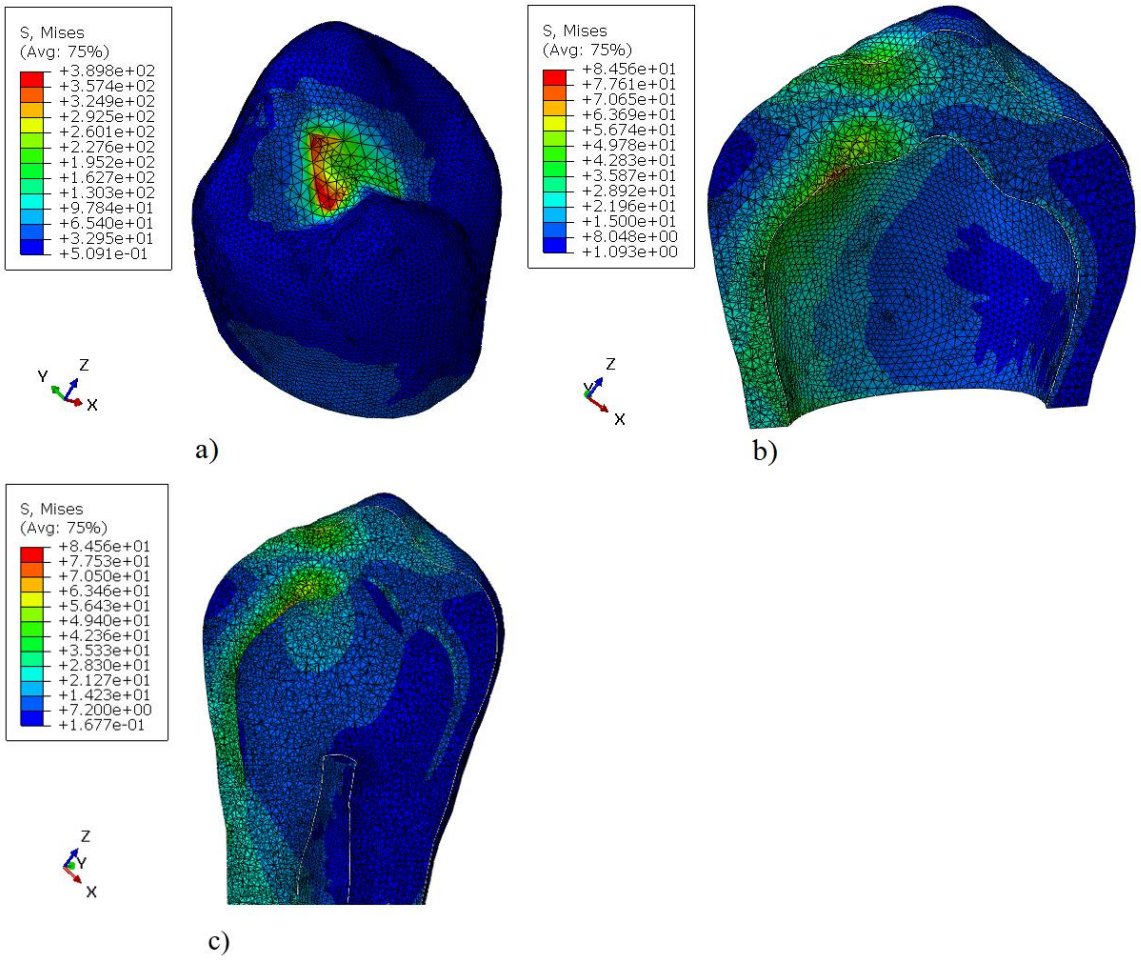


Slika 7.5. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba

5. Analiza: kombinirano opterećenje ΔT = 24 °C i F = 400 N

U području djelovanja koncentrirane sile, javlja se maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 389,8 MPa, a udaljavanjem od mjesta djelovanja sile, na spoju cakline i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu od 84,56 MPa (Slika 7.6.). Analogno prethodnim rezultatima, ekvivalentno naprezanje prema von Misesu na mjestu djelovanja koncentrirane sile je u ovom slučaju po iznosu vrlo blisko ekvivalentnom naprezanju prema von Misesu pri djelovanju samo sile F, dok je ekvivalentno naprezanje prema von Misesu na spoju cakline i dentina, udaljeno od mjesta djelovanja sile, gotovo jednako zbroju

ekvivalentnih naprezanja prema von Misesu u slučaju pojedinačnog djelovanja temperaturne promjene i sile.



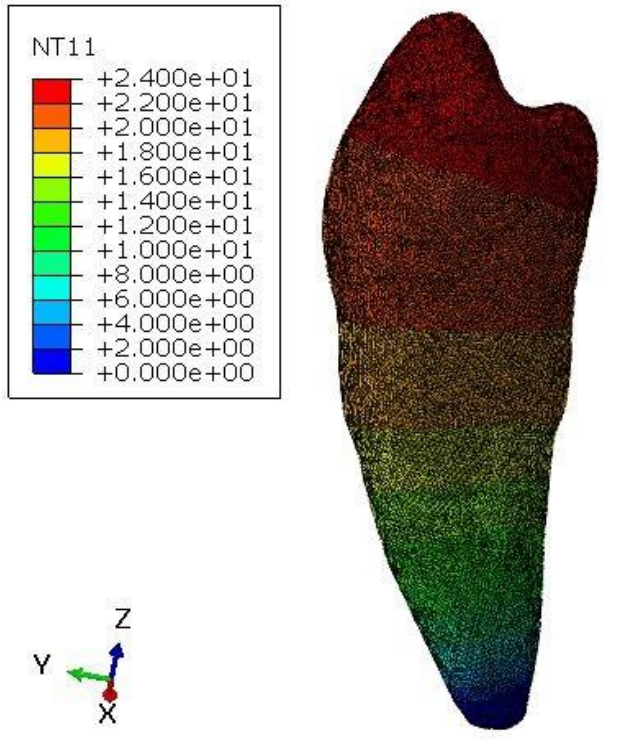
Slika 7.6. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub bez ispuna kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba

7.2. Rezultati za zub s ispunom

Provedeno je 5 različitih analiza: djelovanje temperaturne promjene ΔT = 24 °C, djelovanje koncentriranih sila F = 100 N i F = 400 N te kombinirano opterećenje.

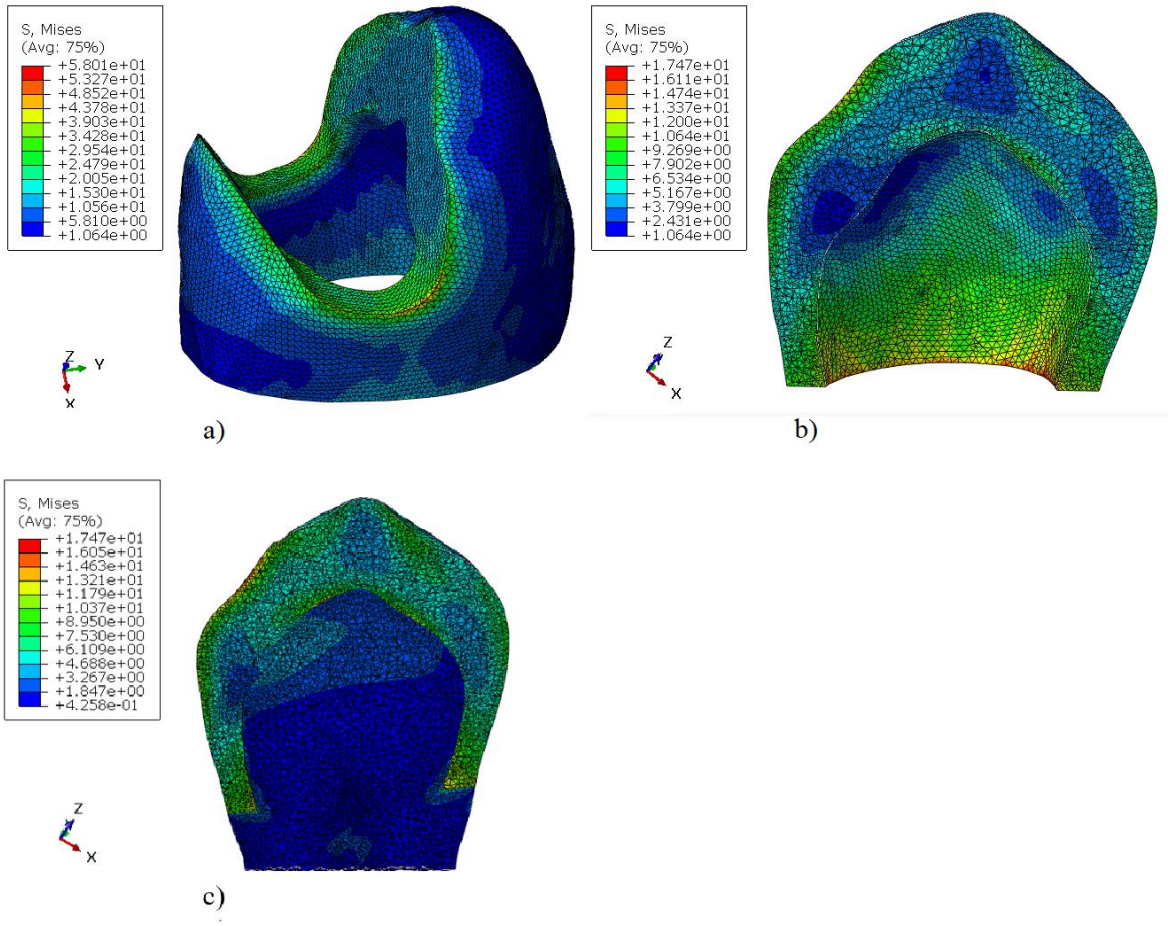
1. Analiza: ΔT = 24 °C

Slika 7.7. prikazuje temperaturno polje na modelu zuba s kompozitnim ispunom. Najveća temperatura je na caklini i ispunu budući da su prvi izloženi promjenama temperature unutar usne šupljine. U usporedbi s temperaturnim poljem na zubu bez ispuna, maksimalna temperatura se ne nalazi na cijeloj caklini. Postupno smanjenje temperature počinje već na polovici visine cakline.



Slika 7.7. Temperaturno polje na modelu zuba s ispunom

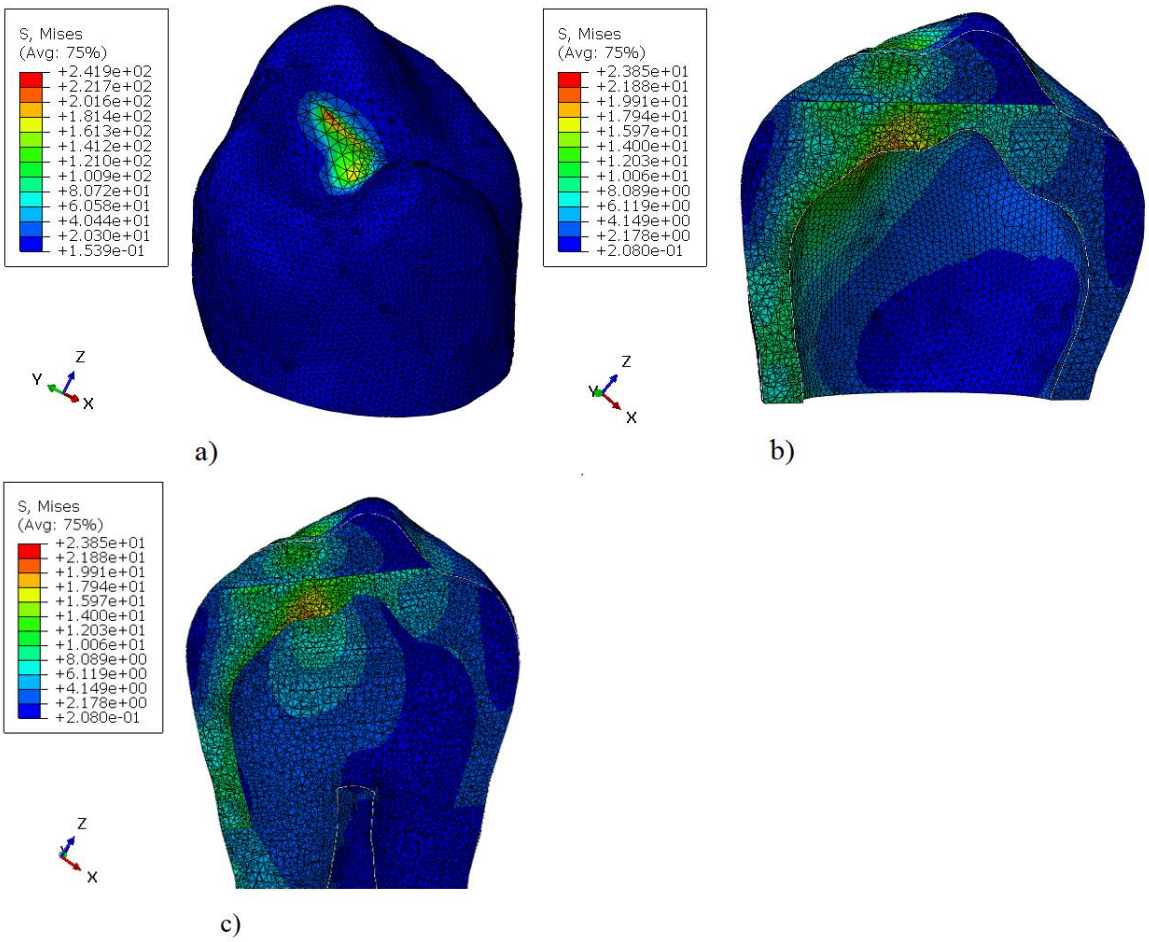
Djelovanje temperaturne promjene od 24 °C uzrokuje maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 58,01 MPa na vanjskoj strani cakline na spoju s kompozitnim ispunom na bazi smole (Slika 7.8.). Općenito se javljaju veća ekvivalentna naprezanja prema von Misesu na spoju cakline i ispuna i spoju cakline i dentina.



Slika 7.8. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod promjene temperature ΔT = 24 °C: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom

2. Analiza: F = 100 N

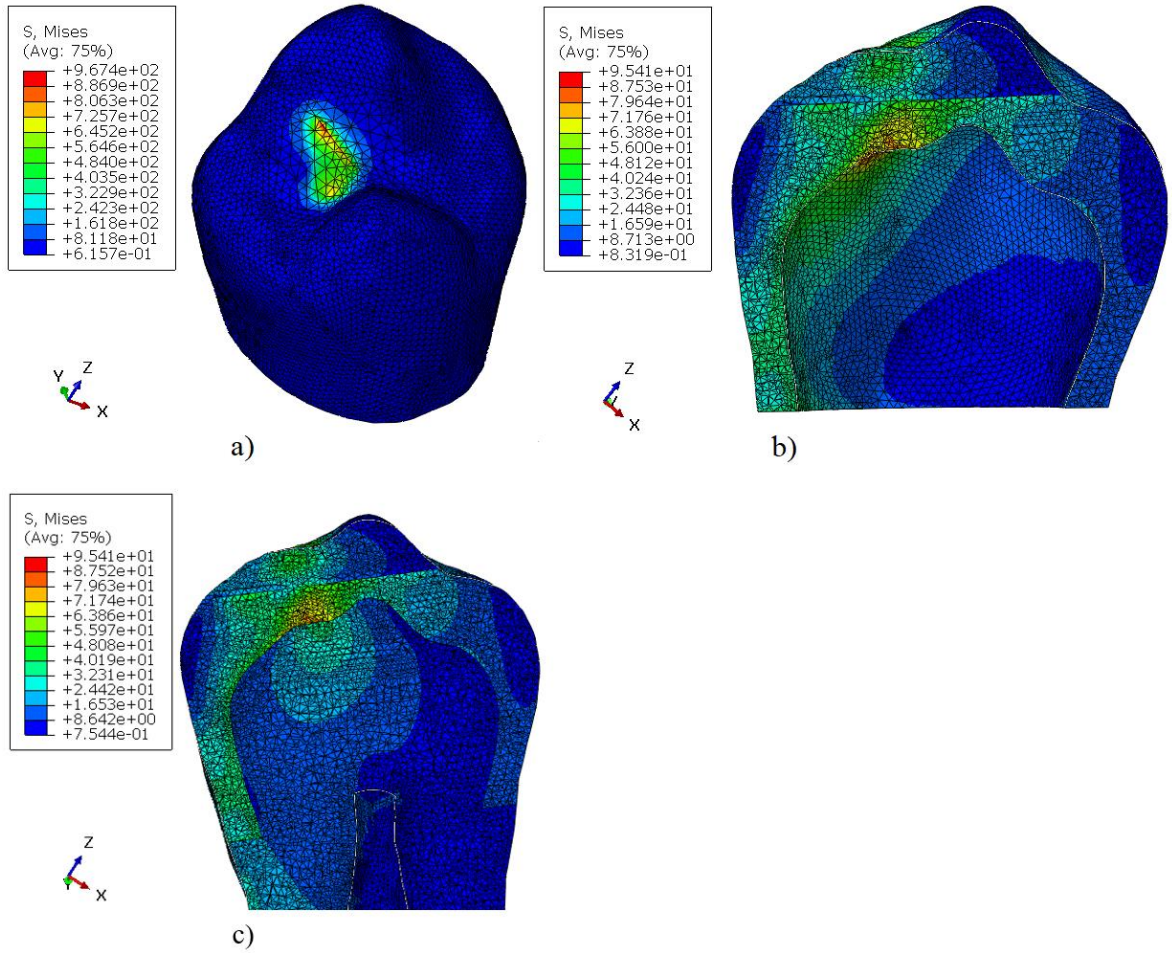
Na mjestu djelovanja sile, javlja se maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 241,9 MPa, a udaljavanjem od mjesta djelovanja koncentrirane sile, na spoju cakline i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 23,85 MPa (Slika 7.9.).



Slika 7.9. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja koncentrirane sile *F* = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom

3. Analiza: *F* = 400 N

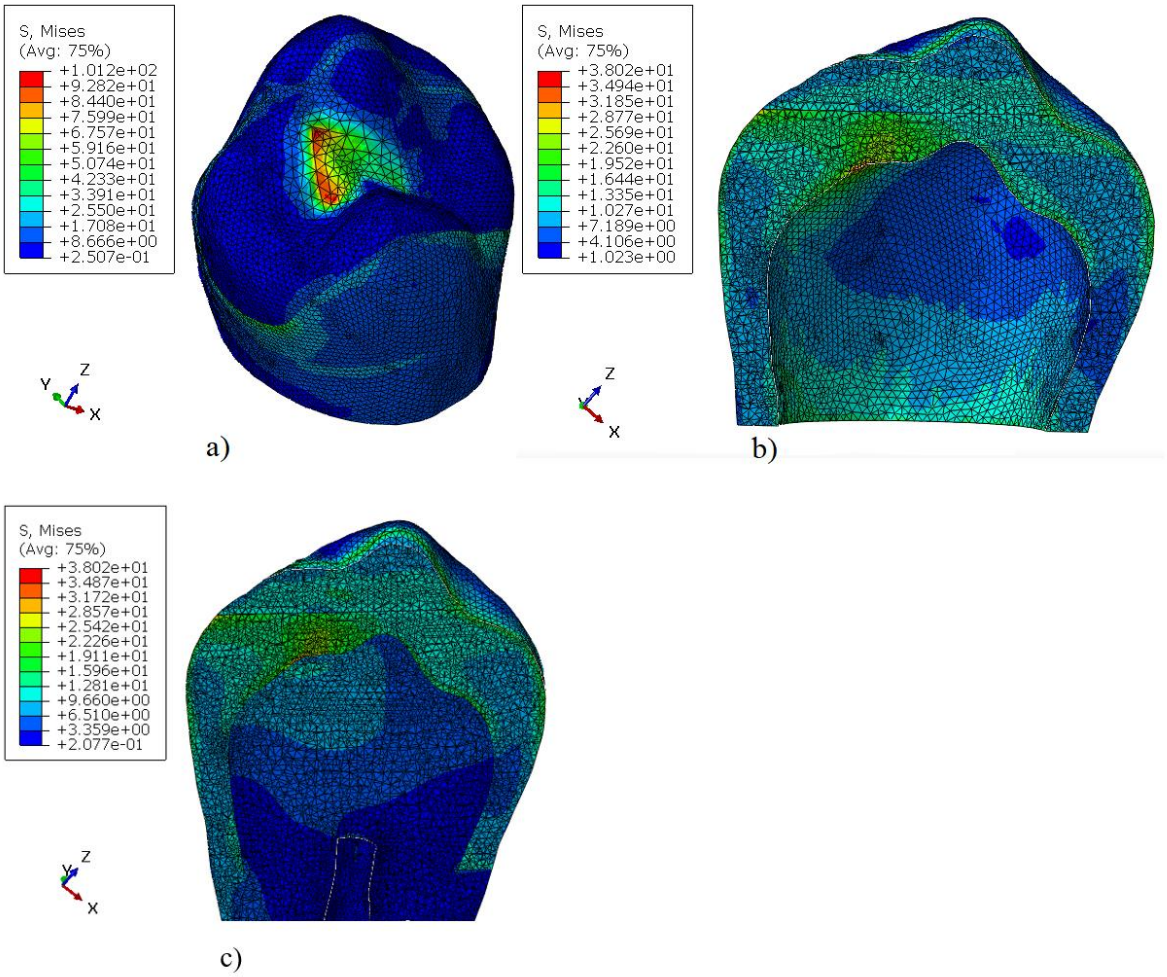
Budući da se radi o linearnoj statičkoj analizi, rezultati djelovanja 4 puta veće sile uzrokuju 4 puta veća naprezanja. Dakle, maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu na mjestu djelovanja sile iznosi 967,4 MPa, a udaljavanjem od mjesta djelovanja koncentrirane sile, na spoju cakline i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu od 95,41 MPa (Slika 7.10.).



Slika 7.10. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja koncentrirane sile *F* = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom

4. Analiza: kombinirano opterećenje ΔT = 24 °C i F = 100 N

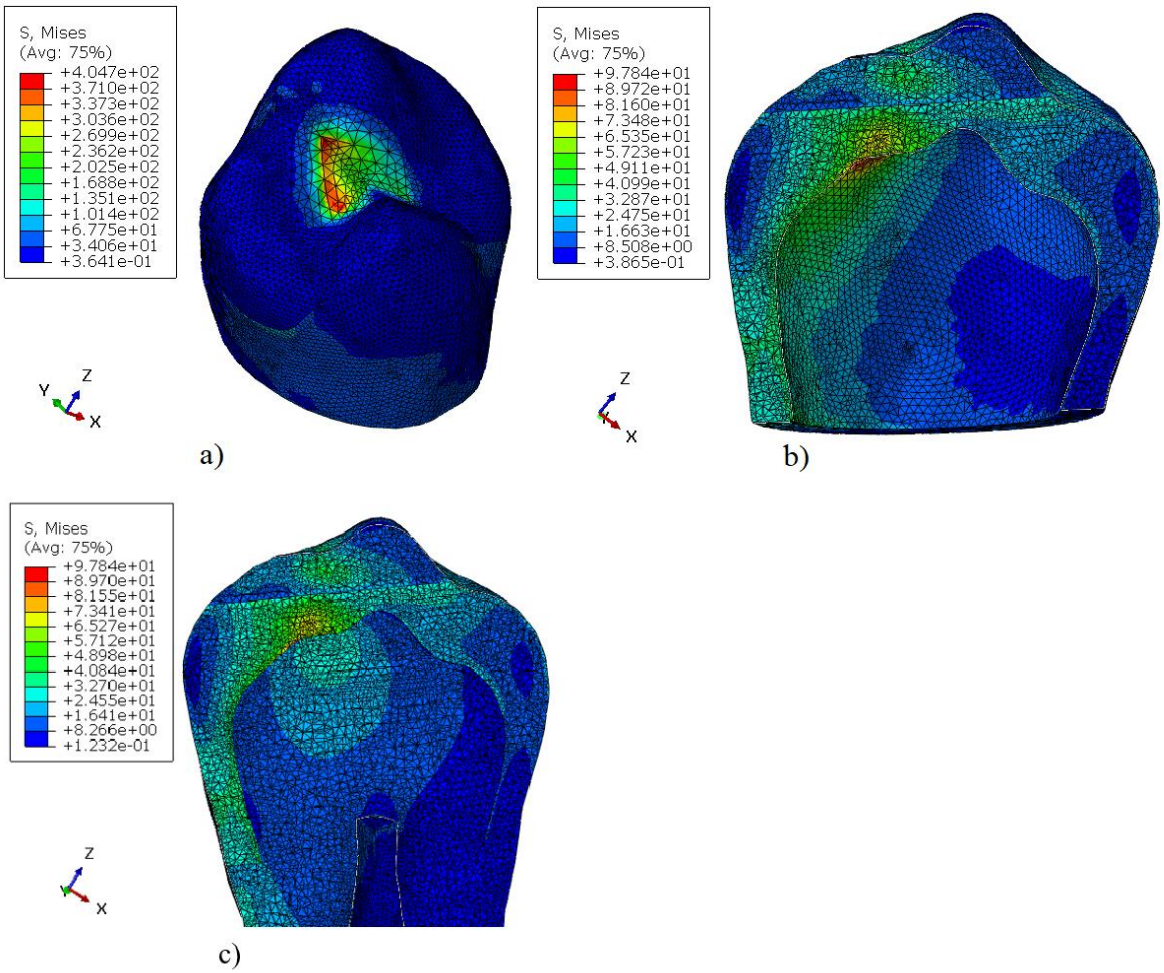
U području djelovanja koncentrirane sile, javlja se maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 101,2 MPa, a udaljavanjem od mjesta djelovanja sile, na spoju cakline i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu od 38,02 MPa (Slika 7.11.).



Slika 7.11. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 100 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom

5. Analiza: kombinirano opterećenje ΔT = 24 °C i F = 400 N

U području djelovanja koncentrirane sile, javlja se maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu u iznosu od 404,7 MPa, upravo 4 puta veće nego u prethodnoj analizi. Udaljavanjem od mjesta djelovanja sile, na spoju cakline i dentina javlja se ekvivalentno naprezanje prema von Misesu od 97,84 MPa (Slika 7.12.). Na primjeru kombiniranog opterećenja na zubu s ispunom, uočavaju se značajno manja ekvivalentna naprezanja prema von Misesu nego u slučaju djelovanja samo koncentrirane sile.



Slika 7.12. Rezultati analize metodom konačnih elemenata za zub s ispunom kod djelovanja kombiniranog opterećenja ΔT = 24 °C i F = 400 N: a) naprezanje prema von Misesu na caklini, b) naprezanje prema von Misesu na poprečnom presjeku cakline i ispuna, c) naprezanje prema von Misesu na uzdužnom presjeku zuba s ispunom

8. USPOREDBA REZULTATA

U Tablici 8.1. nalazi se usporedba rezultata svih provedenih analiza za zub s i bez ispuna. Budući da su naprezanja udaljena od mjesta djelovanja koncentrirane sile od većeg značaja u odnosu na naprezanja na mjestu djelovanja sile, u slučaju djelovanja koncentrirane sile, uspoređuju se rezultati naprezanja na presjeku cakline, odnosno cakline i ispuna, a na samom spoju cakline i dentina. Riječ je naravno o istom presjeku za sve analize kako bi rezultati bili vjerodostojni. Osim maksimalnog ekvivalentnog naprezanja prema von Misesu, za presjeke su očitana i maksimalna glavna naprezanja.

Tablica 8.1. Usporedba naprezanja za zub s i bez ispuna

Opterećenje	Maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu, *S*, MPa		Maksimalno glavno naprezanje, MPa	
	Zub s ispunom	Zub bez ispuna	Zub s ispunom	Zub bez ispuna
ΔT = 24 °C	58,01	18,4	27,3	6,568
F = 100 N	23,85	17,35	17,98	12,07
F = 400 N	95,41	69,42	71,94	48,28
ΔT = 24 °C i F = 100 N	38,02	33,68	26,39	11,32
ΔT = 24 °C i F = 400 N	97,84	84,56	59,31	47,52

Kao što se i očekivalo, a kao što su i prethodna istraživanja pokazala, u slučaju identičnog opterećenja javljaju se veća maksimalna ekvivalentna naprezanja prema von Misesu na zubu s ispunom nego na zdravom zubu. U slučaju zdravog zuba, veća maksimalna ekvivalentna naprezanja prema von Misesu se javljaju na spoju cakline i dentina, a u slučaju zuba s ispunom, osim na spoju cakline i dentina, pojavljuje se veće maksimalno ekvivalentno naprezanje prema von Misesu i na samom spoju ispuna i cakline. Ako se u obzir uzmu i maksimalna ekvivalentna naprezanja prema von Misesu na mjestu djelovanja koncentrirane sile, zaključci su isti. Znatno veća maksimalna ekvivalentna naprezanja prema von Misesu se javljaju u slučaju djelovanja samo sile na zubu s ispunom u odnosu na zub bez ispuna. Ako se razmatraju maksimalna glavna naprezanja, u usporedbi s maksimalnim ekvivalentnim naprezanjima prema von Misesu, manjih

su iznosa i u slučaju zuba bez ispuna i zuba s kompozitnim ispunom. Međutim, usporedba maksimalnih glavnih naprezanja za zub s i bez ispuna i dalje pokazuje da se veća naprezanja javljaju na zubu s ispunom.

9. ZAKLJUČAK

U radu je razvijen 3D numerički model zuba na temelju CT snimki stvarnog jednokorijenskog zuba. Korištenjem programskih paketa *Catia* i *Abaqus*, moguće je generirati sekundarne modele različite geometrije kaviteta i materijala ispuna te simulirati djelovanje različitih opterećenja. Na ovaj način se omogućuje istraživanje velikog broja različitih slučajeva opterećenja, geometrije i materijala ispuna, koje je gotovo nemoguće provesti analitičkim ili eksperimentalnim putem.

Svakodnevno konzumiranje hrane i pića može uzrokovati brze promjene temperature u usnoj šupljini i pojavu različitog složenog opterećenja. Stoga je prijenos topline unutar struktura zuba i pojava naprezanja na spojevima struktura zuba, odnosno materijala ispuna i zubnog tkiva, vrlo važna pojava. Poznavanje navedenih pojava od velikog je značaja za stomatologe u praksi i znanosti, kao i za inženjere kojima je cilj stvoriti materijal ispuna koji će zadovoljiti brojne zahtjeve, kako mehaničke, tako i estetske prirode.

Rezultati ovog istraživanja pokazali su da djelovanje identičnog opterećenja uzrokuje veća naprezanja na zubu s kompozitnim ispunom nego na zdravom zubu. Naime, uslijed pojave karijesa, pripreme zuba za postavljanje ispuna ili loma zuba, događaju se velike promjene biomehanike zuba.

Za dobivanje pouzdanijih rezultata, za buduća istraživanja se preporučuje generirati točniji model cakline (odgovarajuća debljina cakline na griznoj površini i cervikalnom rubu). Također je preporuka koristiti nelinearne analize, tj. uzeti u obzir materijalnu i geometrijsku nelinearnost te promjenu međusobnih odnosa u strukturama. Osim toga, rezultati će biti realniji i uzimanjem u obzir anizotropnog ponašanja zubnih struktura.

LITERATURA

[1] Palamara, J. E., Palamara, D., Messer, H. H., *Strains in the marginal ridge during occlusal loading*, Australian Dental Journal, 2002., 47: 218-222

[2] Topbasi, B., Gunday, M., Bas, M., Turkmen, C., *Two-dimensional photoelastic stress analysis of traumatized incisor*, Brazilian Dental Journal, 2001., 12(2): 81-84

[3] Borcic, J., Anic, I., Smojver, I., Catic, A., Miletic, I., Pezelj Ribaric, S., *3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion*, Journal of Oral Rehabilitation, 2005., 32: 504-510

[4] Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L., Rengo, S., *3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites*, Journal of Biomechanics, 2001., 34: 1269-1277

[5] Toparli, M., Sasaki, S., *Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth*, Journal of Oral Rehabilitation, 2003., 30: 921-926

[6] Arola, D., Galles, L. A., Sarubin, M. F., *A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations*, Journal of Dentistry, 2001., 29: 63-73

[7] Singh, J., Kohli, A., *Stress Analysis of Second Molar Tooth*, Computer – Aided Design & Applications, 2013., 10(4): 701-709

[8] https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=67493, 30.5.2021.

[9] https://hr.wikipedia.org/wiki/Zub, 30.5.2021.

[10] https://www.dentalcare.com/en-us/professional-education/ce-courses/ce500/types-of-teeth-and-their-functions, 30.5.2021.

[11] https://drmartinko.com/hr/tipovi-zuba-u-ustima/, 30.5.2021.

[12] Knapp, I., Završni rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2019.

[13] https://4smile.hr/anatomija-zuba/, 30.5.2021.

[14] Turp, J. C., Alt, K. W., *Anatomy and Morphology of Human Teeth*, Dental Anthropology, 1998., 71-94

[15] http://www.dent-wiki.com/dental_technology/formation-of-enamel-amelogenesis/, 30.5.2021.

[16] https://smilestudio.hr/grada-zuba/, 30.5.2021.

[17] https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=14751, 30.5.2021.

[18] https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=46766, 30.5.2021.

[19] https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=2066, 30.5.2021.

[20] Steinklein, J., Nguyen, V., *Dental Anatomy and Pathology Encountered on Routine CT of the Head and Neck*, AJR, 2013., 201: 843-853

[21] Farges, J. C., Keller, J. F., Carrouel, F., Durand, S. H., Romeas, A., Bleicher, F., Lebecque, S., Staquet, M. J., *Odontoblasts in the Dental Pulp Immune Response*, Journal of Experimental Zoology, 2009., 312B: 425-436

[22] https://drstimac.com/karijes-najveci-neprijatelj-vasih-zubi/, 16.6.2021.

[23] http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-prirucnik/bolesti-uha-grla-nosa-i-zubi/ceste-stomatoloske-bolesti/karijes, 16.6.2021.

[24] https://www.ordinacija-matancevic.hr/tag/vrste-plombi/, 17.6.2021.

[25] Pałka, K., Bienias, J., Debski, H., Niewczas, A., *Finite element analysis of thermo-mechanical loaded teeth*, Computational Materials Science, 2012., 64: 289-294

[26] 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, 1996., 75(7): 1477-1483

[27] Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M., Watts, D.C., *Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth*, Dental Materials, 2011., 27: 423-430

[28] http://www.stomatolog-patricia.hr/en/composite-fillings-and-inlays/, 28.6.2021.

[29] Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L., *Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restoration – a 3D fitine element analysis*, Dental Materials, 2002., 18: 295-303

[30] Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C. L., Watts, D. C., *Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restoration: a 3D-FEA study*, Dental Materials, 2004., 20: 862-872

[31] https://books-library.net/files/download-pdf-ebooks.org-1518031365Wz3N5.pdf, 17.6.2021.

[32] Eraslan, O., Eraslan, O., Eskitascioglu, G., *Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study*, Clin Oral Invest, 2011., 15: 403-408

[33] 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*, J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater, 2005., 74B: 665-668

[34] 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*, International Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 2018., 11(3): 167-170

[35] https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547721/, 28.6.2021.

[36] Sorić, J., Metoda konačnih elemenata, Golden marketing – Tehnička knjiga, Zagreb, 2004.

[37] https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/usb/default.htm?startat=pt09ch29s02aus120.html, 28.6.2021.

[38] Koycu, 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, 2015., 1-13

[39] Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I., Sadan, A., *Biomechanical consideration for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic rewiev of the literature- Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations* , Quintessence International, 2007., Vol 38 (9): 733-743

[40] Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y., *Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications*, Journal of dentirsty, 2008., 36: 463-471

[41] https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/SIMACAEANLRefMap/simaanl-c-heattransfer.htm, 22.6.2021.

[42] https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/SIMACAEANLRefMap/simaanl-c-static.htm, 22.6.2021.

[43] https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/SIMACAECAERefMap/simacae-c-simconcunsteps.htm, 22.6.2021.

[44] https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/SIMACAECSTRefMap/simacst-c-coupling.htm, 22.6.2021.