

Utjecaj položaja bravice ortodontskog aparata na naprezanje u jednokorijenskom zubu

Blašković, Marko

Master's thesis / Diplomski rad

2016

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:235:990213>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-12-02**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Marko Blašković

Zagreb, 2016. godina

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing.

Student:

Marko Blašković

Zagreb, 2016. godina

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

Zahvaljujem se:

Voditelju rada prof. dr.sc. Tanji Jurčević Lulić i dr.sc. Martinu Surjaku na stručnim savjetima i pomoći tijekom izrade diplomskog rada.

Posebno bih želio zahvaliti svojoj obitelji - roditeljima Željku i Branki te bratu Luki na razumijevanju, potpori i pomoći kako tijekom izrade ovog rada, tako i tijekom cijelog studija.

Također zahvaljujem svojim kolegama i prijateljima na potpori i pomoći tijekom svih ovih godina studiranja.

Marko Blašković



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, brodostrojarški i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

| | |
|-------------------------------------|--------|
| Sveučilište u Zagrebu | |
| Fakultet strojarstva i brodogradnje | |
| Datum | Prilog |
| Klasa: | |
| Ur.broj: | |

DIPLOMSKI ZADATAK

Student:

Mat. br.:

Naslov rada na
hrvatskom jeziku:

Naslov rada na
engleskom jeziku:

Opis zadatka:

Zadatak zadan:

Rok predaje rada:

Predviđeni datumi obrane:

Zadatak zadao:

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Zvonimir Guzović

SADRŽAJ

| | |
|---|----|
| 1. UVOD..... | 1 |
| 1.1 Funkcija i građa zuba | 3 |
| 1.1.1 Podjela zubi..... | 5 |
| 1.2 Biomehanika zuba..... | 7 |
| 1.3 Sile u ortodonciji..... | 8 |
| 1.4 Biomehaničke osnove pomicanja zuba | 9 |
| 1.4.1 Djelovanje sila..... | 10 |
| 1.4.2 Pomak zuba | 11 |
| 1.4.3 Biološka reakcija pri pomaku zuba | 12 |
| 2. CONE BEAM RAČUNALNA TOMOGRAFIJA..... | 15 |
| 2.1 Princip rada | 16 |
| 2.2 Vidno polje..... | 17 |
| 2.3 Prednosti..... | 18 |
| 3. IZRADA 3D MODELA | 20 |
| 3.1 Model Zuba | 21 |
| 3.2 Model cakline i dentina..... | 22 |
| 3.3 Model zubne kosti | 23 |
| 3.4 Model parodontnog ligamenta - PDL | 26 |
| 3.5 Dodjeljivanje materijalnih svojstva | 27 |
| 4. ANALIZA METODOM KONAČNIH ELEMENATA | 30 |
| 4.1 Dodjeljivanje materijalnih svojstva | 30 |
| 4.2 Kreiranje sklopa | 31 |
| 4.3 Definiranje odnosa i veza između modela | 32 |
| 4.4 Definiranje opterećenja i rubnih uvjeta..... | 34 |
| 4.4.1 Definiranje opterećenja | 34 |
| 4.4.2 Definiranje rubnih uvjeta | 37 |
| 4.5 Mreža konačnih elemenata..... | 38 |
| 4.5.1. Konvergencija rezultata analize u odnosu na broj elementa..... | 40 |
| 5. REZULTATI ANALIZE | 41 |
| 5.1. Rezultati analize za sve slučajeve | 41 |
| 5.1.1. Rezultati analize za zub..... | 43 |
| 5.1.2. Rezultati analize za PDL..... | 46 |
| 5.1.3. Rezultati analize za kost..... | 49 |
| 5.2. Usporedba slučaja 1 i 6 | 52 |
| 5.1.1. Naprezanje | 52 |
| 5.1.2. Pomaci..... | 54 |
| 5.1.3. Deformacije..... | 57 |
| 6. ZAKLJUČAK..... | 59 |

POPIS SLIKA

| | |
|--|----|
| Slika 1. <i>Edgewise</i> naprava [1] | 1 |
| Slika 2. Orjentacijske ravnine za ljudsku čeljust [2] | 4 |
| Slika 3. Građa zuba: a) dijelvo zuba, b) osnovna podjela [2] | 4 |
| Slika 4. Prikaz zubnih lukova [2] | 5 |
| Slika 5. Položaj sjekutića [2] | 6 |
| Slika 6. Položaj očnjaka [2] | 6 |
| Slika 7. Položaj prekutnjaka [2] | 6 |
| Slika 8. Položaj kutnjaka [2] | 7 |
| Slika 9. Centar inercija (CI) zuba u alveoli odgovara poziciji njegova težišta [3] | 10 |
| Slika 10. Djelovanje sile na krunu zuba i učinak translacije i rotacije [3] | 11 |
| Slika 11. Translacijski (<i>bodily</i>) pomak [3] | 11 |
| Slika 12. Sila i protumoment [3] | 12 |
| Slika 13. Stanična reakcija na mehaničko opterećenje zuba i susjedne kosti [3] | 13 |
| Slika 14. Apozicija (stvaranje) alveolarne kosti pri djelovanju sile na jednokorjenski zub [3] | 13 |
| Slika 15. Apozicija (stvaranje) alveolarne kosti pri djelovanju sile na višekorjenski zub [3] | 14 |
| Slika 16. Usporedba zrake klasičnog CT uređaja (lijevo) i Cone beam CT uređaja (desno) [5] | 16 |
| Slika 17. Povećanje vidnog polja tako da se skenira samo pola pacijenta [5] | 17 |
| Slika 18. CBCT uređaj gdje pacijent može sjediti ili stajati [4] | 19 |
| Slika 19. Raspon HU za zub | 21 |
| Slika 20. Početni model čeljusti za zub | 21 |
| Slika 21. Model zuba početni (lijevo) i završni (desno) | 22 |
| Slika 22. Izrada dentina skaliranjem modela zuba | 23 |
| Slika 23. Raspon HU za kost | 23 |
| Slika 24. Početni model čeljusti za kost | 24 |
| Slika 25. Izdvojena kost sjekutića iz čeljusti | 25 |
| Slika 26. Konačni model zubne kosti | 25 |
| Slika 27. Početni model PDL-a (lijevo), CT snimak (desno) gdje je vidljiva maska PDL-a (plavo), maska kosti (žuto) i maska zuba (crveno) | 26 |
| Slika 28. Konačni model PDL-a | 26 |
| Slika 29. Mreža konačnih elemenata modela za materijalna svojstva | 27 |
| Slika 30. Model i CT snimak kosti s pripadajućim svojstvima materijala za kortikalnu kost (ružičasto) i spongioznu kost (zeleno) | 28 |
| Slika 31. Konačni modeli zuba, kosti i PDL-a | 29 |
| Slika 32. Poprečni presjek konačnog modela zuba, kosti i PDL-a | 29 |
| Slika 33. Sklop modela | 31 |
| Slika 34. Presjek zuba sa prikazanom „Tie“ vezom između cakline (plavo) i dentina (ružičasto) | 32 |
| Slika 35. Tie veza između zuba i PDL-a | 33 |
| Slika 36. „Tie“ veza između PDL-a i kosti | 34 |
| Slika 37. Prikaz svih sila koje opterećuju zub | 35 |
| Slika 38. Ortodonske sile koje djeluju na zub | 36 |
| Slika 39. Žvačna sila koja djeluje na zub | 37 |
| Slika 40. Rubni uvjeti za kost | 38 |
| Slika 41. Osnovni tetraedarski element | 38 |
| Slika 42. Tetraedarski element 2 reda | 39 |
| Slika 43. Mreže konačnih elemenata za pojedini model | 39 |

| | |
|---|----|
| Slika 44. Konvergencija rezultata naprezanja u odnosu na broj konačnih elemenata | 40 |
| Slika 45. Prikaz raspodjele naprezanja zuba za svih sedam slučajeva opterećenja | 43 |
| Slika 46. Prikaz pomaka zuba za svih sedam slučajeva opterećenja..... | 44 |
| Slika 47. Prikaz raspodjele deformacija zuba za svih sedam slučajeva opterećenja..... | 45 |
| Slika 48. Prikaz raspodjele naprezanja PDL-a za svih sedam slučajeva opterećenja | 46 |
| Slika 49. Prikaz pomaka PDL-a za svih sedam slučajeva opterećenja | 47 |
| Slika 50. Prikaz raspodjele deformacija PDL-a za svih sedam slučajeva opterećenja..... | 48 |
| Slika 51. Prikaz raspodjele naprezanja kosti za svih sedam slučajeva opterećenja | 49 |
| Slika 52. Prikaz pomaka kosti za svih sedam slučajeva opterećenja | 50 |
| Slika 53. Prikaz raspodjele deformacija kosti za svih sedam slučajeva opterećenja | 51 |
| Slika 54. Naprezanja sklopa za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 52 |
| Slika 55. Naprezanja kosti za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 53 |
| Slika 56. Naprezanja PDL-a za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 53 |
| Slika 57. Naprezanja zuba za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 54 |
| Slika 58. Pomaci sklopa za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno) | 55 |
| Slika 59. Pomaci kosti za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 55 |
| Slika 60. Pomaci PDL-a za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 56 |
| Slika 61. Pomaci zuba za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 56 |
| Slika 62. Deformacije sklopa za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno) | 57 |
| Slika 63. Deformacije kost za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 57 |
| Slika 64. Deformacije PDL-a za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 58 |
| Slika 65. Deformacije zuba za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)..... | 58 |

POPIS TABLICA

| | |
|--|----|
| Tablica 1. Parametri CBCT snimaka..... | 20 |
| Tablica 2. Svojstva materijala modela [9]..... | 30 |
| Tablica 3. Broj i tip konačnih elemenata za pojedini model | 40 |
| Tablica 4. Rezultati analize za zub..... | 41 |
| Tablica 5. Rezultati analize za PDL | 42 |
| Tablica 6. Rezultati analize za kost..... | 42 |

POPIS OZNAKA

| Oznaka | Jedinica | Opis |
|---------------|-----------------|----------------------------|
| u | | Pomak čvora u smjeru osi x |
| v | | Pomak čvora u smjeru osi y |
| w | | Pomak čvora u smjeru osi z |
| v^t | | Pomak u čvoru |

SAŽETAK

Svrha ovog rada je analiza utjecaja položaja bravice fiksno ortodonskog aparata naprave na jednokorjenski zub, njegov parodontni ligament (PDL) i odgovarajući dio kosti čeljusti. Fiksni ortodonski aparat se sastoji od metalnih bravica koje se lijepe na zub i međusobno su povezane žicom koja ima opružni efekt, a koristi se kod ljudi kojima je propisana dentalna terapija. Princip rada naprave je da bravice koje su pričvršćene na zub guraju zub u željeni položaj pomoću žice. Napravljeni su 3D modeli zuba, PDL-a i kosti. Modeli su napravljeni pomoću 377 CBCT (Cone beam računalna tomografija) snimaka anonimnog pacijenta kojemu je preporučena ortodonska terapija. Računalna tomografija (CT) je metoda stvaranja trodimenzionalne slike unutrašnjosti ljudskog tijela, na osnovu velike serije dvodimenzionalnih RTG snimaka koji su dobiveni oko zajedničke osi rotacije. Za razliku od klasičnog CT-a, CBCT ima snop zrake u obliku stošca te je puno manji i jeftiniji, stoga mu je omogućena primjena u svakoj stomatološkoj ordinaciji. Snimke su ubačene u programski paket „*Mimics 17*“ gdje je izdvojen model željenog jednokorjenskog zuba, PDL-a i kosti. Zbog različitih materijalnih svojstva zub je podjeljen na vanjski dio - caklinu i unutarnji dio - dentin. Caklina je čvrsto mineralno tkivo koje prekriva dentin. Zbog velikog udjela mineralnih tvari caklina je najtvrdža tvar u ljudskom tijelu. Caklina ima visok modul elastičnosti, tvrda je i krhka zbog čega uvijek mora biti poduprta dentinom, jer se u protivnom lako lomi. Geometriju svih 3D modela je bilo potrebno izglatiti i popuniti kako bi se mogla napraviti mreža konačnih elemenata. Analiza naprezanja, pomaka i deformacija konačnim elementima je napravljena u programskom paketu „*Abaqus*“. Definirana su sedam slučajeva opterećenja ovisno gdje se nalazi bravica proteze i je li djeluje žvačna sila na zub. Rezultati analize prikazani su u zadnjem poglavlju rada.

Ključne riječi: biomehanika zuba, ortodonska terapija, žvačna sila, ortodonska sila, metoda konačnih elemenata

SUMMARY

Purpose of this thesis is influence analysis of fixed dental braces position on single-rooted tooth, his periodontal ligament (PDL) and corresponding part of bone from jaws. Fixed dental braces are made of braces that are glued to the teeth and linked with wire that have spring effect. It is used on a people which have prescribed dental treatment. Work principle of this device is that braces on teeth push teeth in wanted position with a spring effect from a wire. 3D models of tooth, PDL and bone are made with 377 CBCT (Cone beam computed tomography) recordings of anonymous patient which have prescribed dental treatment. Computed tomography (CT) is method for creating tridimensional picture of interior of human body, based on large series of two dimensional RTG recordings which are made around common rotational axis. Unlike classic CT, CBCT X-rays are divergent, forming a cone. Device is smaller and cheaper so it has application in every dental clinic. Recordings are transferred in „Mimics 17“ software package where 3D models of wanted single-rooted tooth, PDL and bone are separated. Tooth is separated to two parts, outer- enamel and inner- dentin, because of different material properties. Enamel is hard mineral tissue which covers dentin. Because of large share of mineral substances enamel is hardest substance in human body. Enamel have high value of Young's modulus, it's hard and fragile so it need to be supported with dentin. Geometry of all 3D models needs to be filled and patched up in order to create finite element mesh. Stress, shift and deformation analysis with finite elements is made in „Abaqus“ software package. Seven cases of load are defined depending from postion of dental braces and application of bite force. Results of analysis are shown in last chapter of thesis.

Key words: tooth biomechanics, dental therapy, bite force, orthodontic force, finite element method

1. UVOD

Osnova ortodontske terapije u kliničkoj primjeni je upotreba biomehaničkih koncepata tako da se silama djeluje na zube, meka tkiva i koštane strukture. Ortodontske naprave se po dizajnu dijele na mobilne i fiksne, aktivne i pasivne, monomaksilarne i bimaksilarne, intraoralne i ekstraoralne te zubno, tkivno i koštano nošene. Mobilne naprave nisu dugotrajno pričvršćene za zube, već ih pacijent sam unosi i vadi iz usta čime utječe na njihov učinak i dužinu trajanja terapije. Fiksne su naprave vremenski duže fiksirane za zube i pacijent ih ne može sam vaditi iz usta. Aktivne naprave u sebi imaju ugrađen neki aktivni element koji ih pokreće - poput vijka, opruge ili žičanog luka. Pasivne naprave nemaju ugrađen aktivni element, već ih pokreće snaga aktiviranih mišića, pa ih nazivamo funkcionalne ili miofunkcionalne naprave. Monomaksilarne naprave u kontaktu su samo s jednom čeljusti i u njoj djeluju, a bimaksilarne su istovremeno u kontaktu s obje čeljusti i također produciraju terapijski učinak. Podjela na intraoralne i ekstraoralne bazirana je prevenstveno na njihovom sidrišnom elementu. „*Edgewise*“ naprava (Slika 1.), koja će se razmatrati u ovom radu, je fiksna monomaksilarna aktivna intraoralna naprava [1]. Sastoji od bravica i prstenova fiksiranih na zube i povezanih žičanim lukom.



Slika 1. *Edgewise* naprava [1]

Po vrsti struktura, ortodontske naprave mogu se podijeliti na tkivno nošene, zubno nošene (*Edgewise* naprava) i koštano nošene.

Mobilne naprave uglavnom se sastoje od akrilatnog tijela u koje su ugrađeni retencijski elementi poput žičanih kvačica i labijalnog luka, te aktivni elementi u obliku žičanih opruga i vijka. No mobilne naprave mogu biti izrađene i od drugih materijala, pa tako vestibularna ploča može biti izrađena od silikona ili gume, špatula od drveta, obrazni luk *headgear* od plemenitog čelika i elastičnih traka kojima se fiksira oko vrata, a obrazna ortopedska maska kombinacija je metalne osnove i plastičnih upirača za bradu i čelo. Fiksne su naprave uglavnom izrađene od metala, no mogu sadržavati i akrilatne, silikonske ili gumene elemente [1].

Dizajniranje naprava i terapija mobilnim i fiksnim ortodontskim napravama razvijale su se istovremeno - u Europi mobilne i u Americi fiksne. Svaki bolji europski ortodont dizajnirao je svoju mobilnu napravu, za koju je bio uvjeren da daje najbolje rezultate, a modifikacijama svoje naprave pokušavao je proširiti njezinu primjenu na što više anomalija. Ocem fiksnih ortodontskih naprava smatra se Edward Angle, koji je konstruirao *edgewise* napravu. Proces dizajna naprave trajao je gotovo četrdeset godina. Angle je 1887. patentirao napravu nazvanu ekspanzijski luk, 1911. napravu klinovi i tube, 1916. trakasti luk, da bi tek 1928. godine predstavio *edgewise* napravu - koju čine metalne bravice postavljene na zube s horizontalno orijentiranim utorom u koji se postrance (engleski „*edgewise*“) umeće žičani luk koji povezuje sve bravice [1].

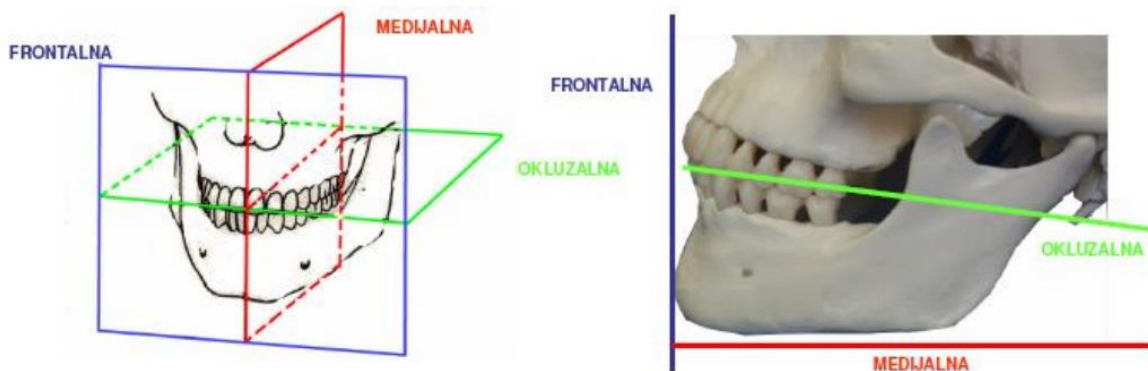
Ortodonske naprave treba rabiti shodno njihovim indikacijama i poznavajući njihove terapijske mogućnosti i limite. Tijekom ortodontske terapije često se promijeni nekoliko naprava različitog dizajna. Terapija se može provoditi i istovremenom primjenom mobilnih i fiksnih naprava. Fiksne naprave mogu producirati fine i kontrolirane pomake zubi – rotaciju, naginjanje krune te translatorni pomak. Kako nam fiksne i mobilne naprave ne pružaju iste terapijske mogućnosti, izbor naprave ovisi o znanju i umijeću ortodonta.

1.1 Funkcija i građa zuba

Zub je koštani organ koji se nalazi u ustima većine kičmenjaka. Usađeni su u alveolarne nastavke gornje i donje čeljusti i smješteni u čašice (alveole). Zubi se služe za različite svrhe no najviše služe za usitnjavanje hrane prije gutanja.

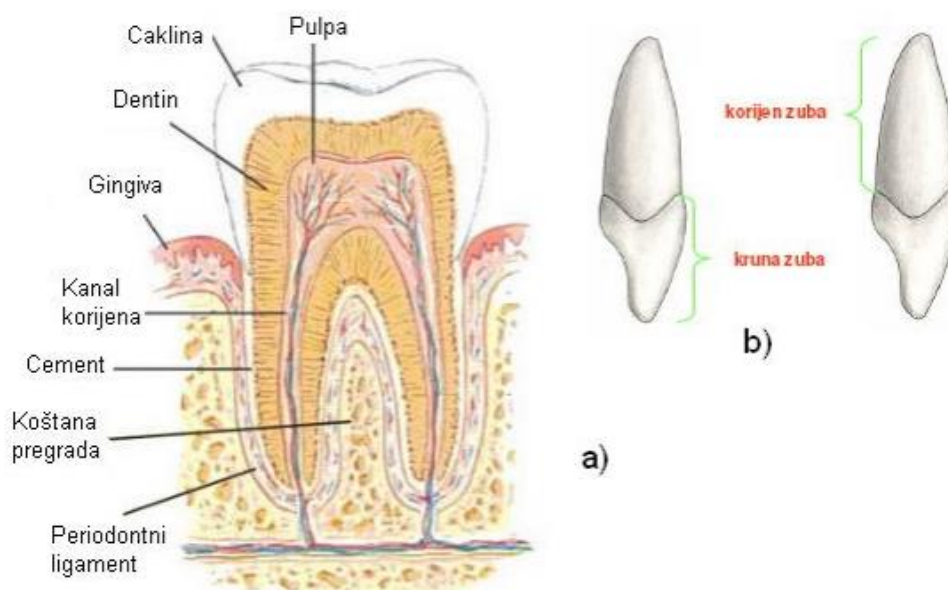
Tijekom života, ljudima zubi izbijaju dva puta te se na taj način razlikuju mliječni i trajni zubi. U prirodi ima različitih slučajeva rasta zubi, naprimjer kod morskih pasa novi zubi rastu tokom čitavog života i zamjenjuju istrošene ili izgubljene. Glodavcima stalni zubi izrastaju polako tokom života, tako da mogu nastupiti problemi ako se oni ne troše dovoljno. Čovjek obično ima 32 stalna i 20 mliječnih zubi. Mliječni zubi izbijaju s otprilike šest mjeseci te počinju ispadati u šestoj godini života, te nakon toga rastu trajni zubi. Zubi bi trebali trajati čitav životni vijek, ali često nije tako. Izgubljeni zubi se mogu nadomjestiti alveolarnim implantatima, stalnim nadogradnjama (mostovi i krunice), te parcijalnim ili totalnim protezama.

Položaj zubi u čeljustima i njihov oblik određen je genetikom, odnosima između obraza i jezika, ravnotežom sila mišića obraza i jezika, temporomandibularnim zglobovima (zglobovi koji spajaju čeljust s ostatkom lubanje) i kostima čeljusti, silama žvakanja te različitim silama koje djeluju tijekom rasta i razvoja. Zubi se unutar zubnih lukova nalaze u neutralnom položaju u kojem je djelovanje svih sila izjednačeno ili približno jednako nuli. Sile mišića obraza i jezika omogućavaju pravilno pozicioniranje u vestibulooralnom smjeru (prostor između zuba i usne u smjeru prema ustima). Različiti poremećaji u djelovanju tih sila utječu i na položaj zubi u čeljusti te njihove međusobne odnose. Sile žvakanja, gutanja i govora također određuju pozicioniranje zuba. Svi zubi imaju tendenciju mezijalizacije (naginjanja zuba mezijalno) koju u normalnim uvjetima sprečavaju kontaktne točke, odnosno plohe. Ta tendencija naročito je izražena pri gubitku kontaktne točke gdje brzo dolazi do pomicanja zuba mezijalno ili naginjanja zuba. Vertikalnu poziciju zubi određuje njihov međusobni kontakt. Nedostatak ili prisutnost tog kontakta također pomaže ili omogućuje pomicanje zubi u ostalim pravcima. Nije neuobičajeno da nakon gubitka antagonističkog kontakta dolazi do izrastanja zuba što ubrzo narušava harmoniju cjelokupnog žvačnog sustava. Na slici 2. prikazane su karakteristične orijentacijske ravnine za ljudsku čeljust i zube.



Slika 2. Orjentacijske ravnine za ljudsku čeljust [2]

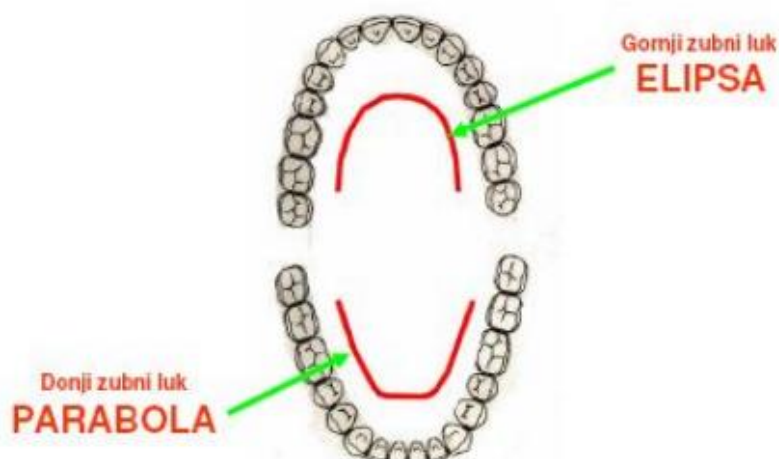
Četiri osnovna tkiva tvore zub: caklina, dentin, cement i pulpa. Prva tri tkiva su tvrde građe, sastoje se od različitog udjela mineralnih tvari koje im daju čvrstoću. Caklina i dentin čine krunu zuba, dok cement i pulpa čine korijen zuba. Pulpa je specijalizirano tkivo i sastoji se od vezivnog tkiva, krvnih žila i živaca te ima prehrabenu, oblikovnu i zaštitnu ulogu. Periodontni ligament sa zubom čini anatomska i funkcionalna cjelina. On veže zub za kosti. Gingiva okružuje zub i prekriva kost u koju su zubi umetnuti (slika 3).



Slika 3. Građa zuba: a) dijelvo zuba, b) osnovna podjela [2]

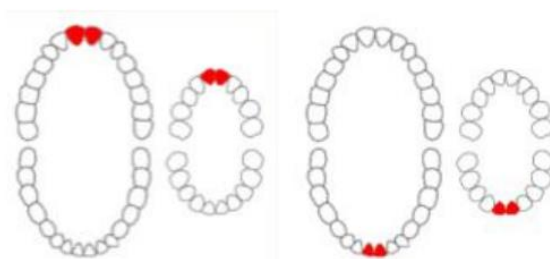
1.1.1 Podjela zubi

Prema morfološkim karakteristikama zubi se dijele na klase: na sjekutiće, očnjake, pretkutnjake i kutnjake. Zubi čine tzv. dentalne lukove. Gornji dentalni luk ima oblik poluelipse, a donji oblik parabole (slika 4). Prema mjestu u zubnom luku zubi se dijele na: gornje i donje zube, desne i lijeve zube, prednje i bočne zube. Prednji zubi su sjekutići, koji sijeku hranu, i očnjaci, koji kidaju hranu. Bočni zubi su pretkutnjaci ili mali kutnjaci, koji gnječe i melju hranu i kutnjaci, koji imaju istu funkciju kao i pretkutnjaci.



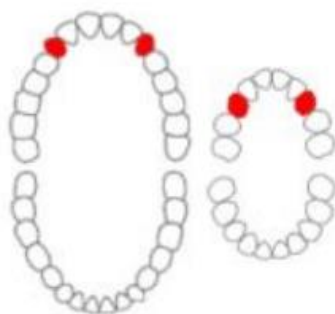
Slika 4. Prikaz zubnih lukova [2]

U sjekutiće (incizive) spada 8 zuba, 4 u gornjoj čeljusti i 4 u donjoj čeljusti, te su oni ujedno i prednji zubi (slika 5). Njihova funkcija je sjeckanje i prerezivanje hrane prilikom žvakanja. Ne postoji vrh na tim zubima, umjesto toga površina zuba koja se koristi prilikom žvakanja se naziva rub zuba.

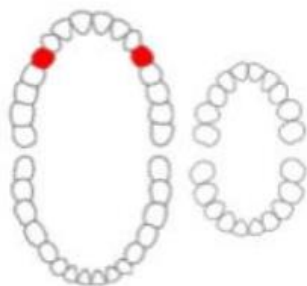


Slika 5. Položaj sjekutića [2]

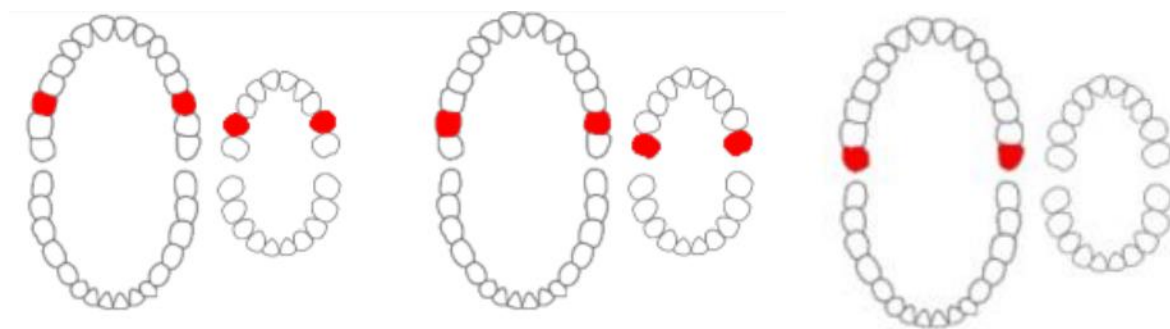
Očnjaci (kanini) i u gornjoj i donjoj čeljusti su postavljeni tako da odvajaju sjekutiće i pretkutnjake (slika 6). Očnjaci služe kao nadopuna sjekutićima i pretkutnjacima prilikom žvakanja, a također ima je bitna uloga da kidaju hranu prilikom žvakanja.

**Slika 6. Položaj očnjaka [2]**

Pretkutnjaci (predmolari) se nalaze između očnjaka i kutnjaka (slika 7). Podijeljeni su na prve i druge pretkutnjake. Funkcija im varira, a ujedno nema mliječnih pretkutnjaka, umjesto toga na mjestu gdje se nalaze trajni pretkutnjaci, prije toga se nalaze mliječni kutnjaci.

**Slika 7. Položaj prekutnjaka [2]**

Kutnjaci (molari) su najstariji zubi u ustima. Funkcija kutnjaka je da prilikom žvakanja samelju hranu. Postoji velika razlika između mliječnih i trajnih kutnjaka dok im je funkcija jednaka. Trajni kutnjaci u čeljusti nemaju mliječne zube (slika 8).



Slika 8. Položaj kutnjaka [2]

1.2 Biomehanika zuba

Za razliku od funkcionalnih sila, u ortodonskoj terapiji susrećemo se i s napravama (mobilnim i fiksnim) kojima je izvorište djelovanja u umjetnim silama. To su žice različitog oblika i vrste, opruge, različiti vijci, gumeni vlak i sl. Najčešće je riječ o sustavu sila. Da bi se mogao bolje shvatiti odnos sila prema zubu, odnosno regiji na koju djeluju, treba poznavati osnove primjenjivanih sila i reakciju medija. Način primjene sile može biti kontinuiran, opadajući, inkrementan i funkcionalni.

Trajanje sile je važno zbog toga što je nakon njenog djelovanja potrebno određeno vrijeme za oporavak zuba. Jake no kratkotrajne sile mogu biti manje štetne od trajnih slabijih sila.

Smjer djelovanja sile u ortodonciji je većinom lociran na krunu zuba.

Nagibanje oko centra rotacije u području korijena zuba je izazvano djelovanjem sile u jednom smjeru. Parodontni ligament će biti najviše komprimiran na rubovima u smjeru pomaka zuba i u području apeksa (vrh kanala u korjenu zuba) na obratnoj strani. Taj pomak se najbolje izvodi slabim kontinuiranim silama (0.5-0.7 N) [3].

Translatorni pomak (*bodily*) nastaje djelovanjem sile kroz centar otpora, odnosno kombinirano djelovanjem sile i momenta sile. U početnoj fazi sila mora biti manja, a kad dođe do sekundarnog odgovora tkiva može se povećati na 1.5-2 N [3].

Rotacije se izvode najbolje djelovanjem opadajućih sila s razdobljima stabilizacije i relativno dugom retencijom (razdoblje nakon skidanja fiksnog aparata u kojem se uspostavlja stabilnost zuba).

Intruzija (translacija prema zubnoj kosti) zuba se ne smije izvoditi silama jačim od 0.25 N zbog opasnosti resorpcije tvrdih zubnih tkiva i alveolarne kosti. Ekstruzija (translacija od zubne kosti) se optimalno izvodi laganim kontinuiranim silama 0.25-0.3 N [3].

Torkviranje predstavlja pomicanje samo korijena zuba. Pri tome postoji opasnost resorpcija (smanjenje grebena kosti zuba), pa se zato primjenjuju sile od 0.5-0.6 N. Primjenjenoj sili se mogu suprostaviti susjedni zubi.

Kada je riječ o starijim osobama, primjenjuju se manje sile zbog sporije reakcije tkiva i veće sklonosti resorpcijama. Budući da djelovanje sile ovisi o brojnim komponentama (jednokorijenski ili višekorijenski zub, više zuba u nizu ili samo jedan, vrsta zuba i sl.), teško je odrediti optimalnu silu za svaku aplikaciju i označiti je definiranom veličinom. Pravilnije je konstatirati da je optimalna sila ona koja najbrže pomiče zub na željeni način i u željenom smjeru uz najmanje smetnji i bez patoloških reakcija tkiva. Način djelovanja umjetnih sila je pretežno kontinuiran, a sile su najveće u trenutku početka djelovanja. Primijenjeni element koji proizvodi silu postupno slabi, no postoji dok god ne izgubi tu sposobnost. Prema tome su i kontrole naprava, prilikom kojih se osim terapijskog učinka ispituje i jakost sile kojom se djeluje, češće i delikatnije. Izvor sile treba tako dugo postojati dok se ne postigne željeni efekt.

1.3 Sile u ortodontiji

Sve do početka 20. stoljeća postojale su samo nejasne predodžbe o promjenama u alveolarnoj kosti, zubu i korijenu zuba koje nastaju djelovanjem mehaničkih sila [2]. Znalo se tek da jake sile mogu uzrokovati oštećenja, kao što je ireverzibilna pomičnost zuba ili čak gubitak zuba zbog opsežnih oštećenja njegova korijena. Tek pažljiva zapažanja o reaktivnoj pregradnji kosti, vidljivoj na histološkim preparatima nakon eksperimenata koji su vršili znanstvenici početkom 20. stoljeća, omogućila su realniji uvid u djelovanje ortodontskih sila. Iz tih je istraživanja niknula teorija o četiri biološka stupnja ortodontski provociranih pregradnji.

Slijedimo li tu teoriju i osvrnemo li se na njeno stupnjevanje i promjene na zubu i okolnim tkivima, onda govorimo o početku biomehaničkog pristupa zubima.

- Prvi stupanj biološkog učinka

Sile tog stupnja nisu dovoljne za pomak zuba. Tu spada djelovanje usana, obraza i jezika, tako dugo dok postoji dinamička ravnoteža. Normalne sile žvakanja također možemo uvrstiti u tu kategoriju. I kratkotrajno sisanje prsta ili predmeta prije spavanja u pravilu ne dovodi do protruzije (translacija prema zubnoj kosti) zuba.

- Drugi stupanj biološkog učinka

Tu spadaju slabe sile pritiska koje ne remete cirkulaciju krvi kroz kapilare; znači manje od 0.15 do 0.2 N/cm² na plohu na koju kratkotrajno djeluju, tako da ne dolazi do potpunog suženja periodontalnog prostora. Kao primjer može poslužiti djelovanje standardnog ekstenzora (vijka) za transvezalno širenje. Ako mu je visina navoja 0.64 mm, onda pomak pri 1/4 okreta distribuiran na obje strane iznosi 1/8, tj. 0.08 mm. Kako širina periodontalnog prostora iznosi cca 0.1 mm, tom silom neće biti stlačen, tako da korjen zuba neće pileći direktno u alveolnu kost.

- Treći stupanj biološkog učinka

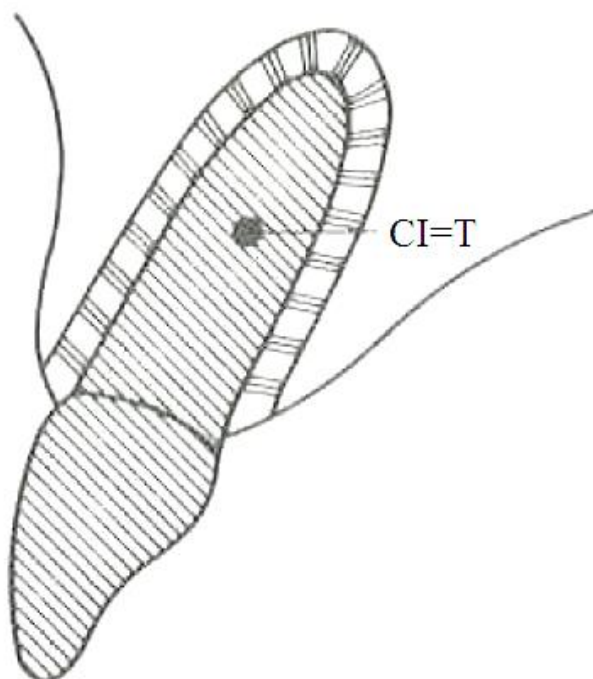
Iznos „srednje jakih“ sila prelazi kapilarni pritisak, no ipak sasvim ne uklješćuje tkivo površine korijena. Pritisak koji se kreće u rasponu 20-50 g/cm² samo onda nije štetan ako vrijeme djelovanja takvih sila ne prelazi 8 do 12 sati, nakon čega treba uslijediti pauza. Takve sile ne smiju djelovati kontinuirano jer tada prelaze u sile četvrtog stupnja [3].

- Četvrti stupanj biološkog učinka

Izričito jake sile pritiska gnječe parodontalna tkiva i dovode do patoloških promjena na korijenu zuba i popratnim strukturama. One su djelomično lječive, no najčešće, ako sile duže traju, dovode do gubitka zuba.

1.4 Biomehaničke osnove pomicanja zuba

Zub (Slika 9.) promatran kao fizikalno tijelo ima svoje težište. Kod zuba koji se nalazi u alveolnoj kosti centar otpora odgovara poziciji njegova težišta. Centar otpora jednokorjenskog zuba leži otprilike u sredini njegove srednje trećine korijena, a kod kutnjaka otprilike u području njegovog račvanja.



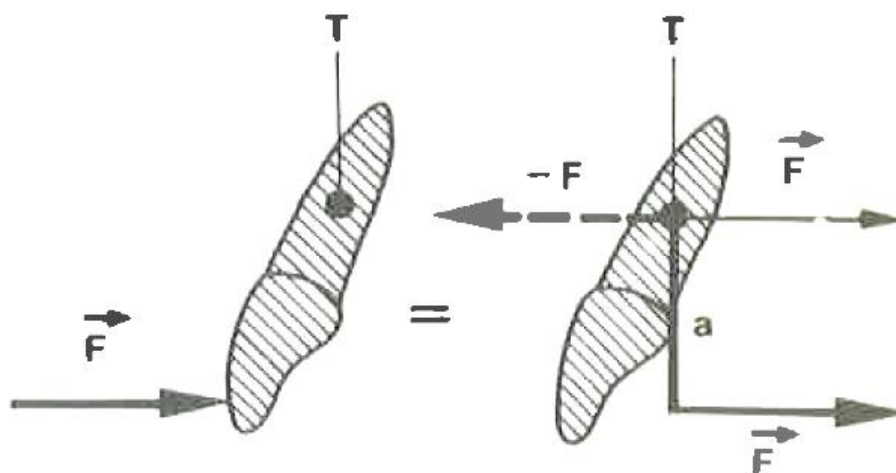
Slika 9. Centar inercija (CI) zuba u alveoli odgovara poziciji njegova težišta [3]

1.4.1 Djelovanje sile

Sila koja prolazi kroz centar otpora ili težište dovodi do čistog translacijskog (*bodily*) pomaka centra otpora, tj. težišta, u pravcu sile. Slobodni par sile daje moment i time izaziva rotaciju tijela oko njegova centra otpora, odnosno težišta. Ekscentrični vektor sile ne prolazi kroz centar otpora odnosno težišta, a može se shvatiti kao zbroj vektora sile koji prolazi kroz centar otpora i jednog slobodnog para sile. Prema tome ekscentrični vektor sile uvijek dovodi do translacije centra otpora u smjeru vektora sile i rotacije oko centra otpora.

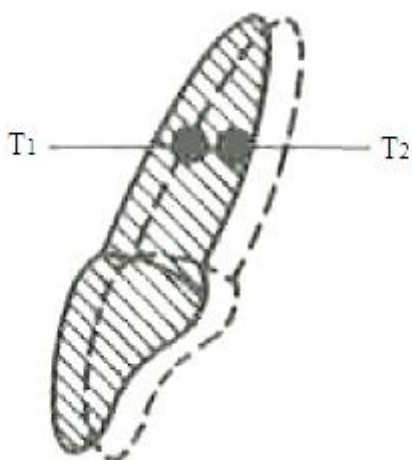
1.4.2 Pomak zuba

Ako sila djeluje duže vrijeme, dolazi do biološke reakcije koja utječe na promjenu položaja zuba a može se mehanički protumačiti na različite načine.



Slika 10. Djelovanje sile na krunu zuba i učinak translacije i rotacije [3]

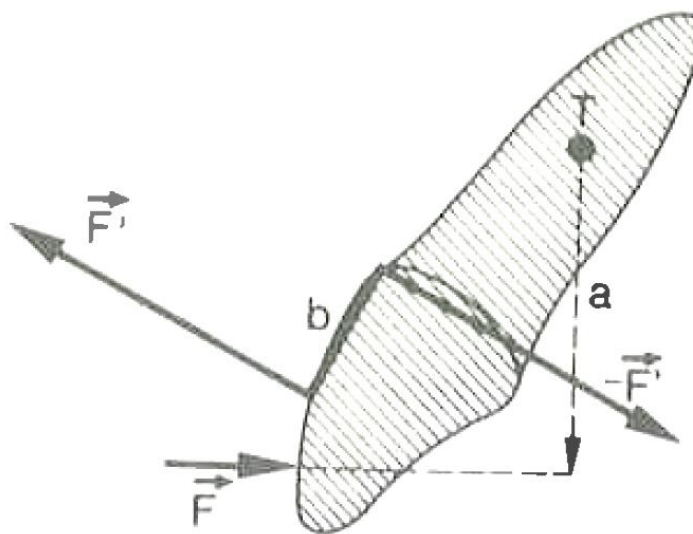
Sila koja djeluje na krunu zuba kao što je prikazano na slici 10. je ekscentrična i stoga dovodi do translacije centra otpora i rotacije oko njega. Takva kombinacija translacije i rotacije može kod jednokorjenskih zuba djelovati isključivo kao rotacija oko jednog centra rotacije prilikom djelovanja sile na krunu zuba koja leži u području trećine korjena. Takva rotacija uz pomak zuba naziva se nagnuće, a može biti izvedena raznim dentalnim zahvatima.



Slika 11. Translacijski (*bodily*) pomak [3]

Želi li se zub pomicati paralelno sa svojom uzdužnom osovinom (bodily) kao na slici 11., to se može napraviti na dva načina:

- Vektor sile prolazi kroz centar otpora.
- Ekscentrično sili mora postojati protumoment (Slika 12.) koji se postiže djelovanjem slobodnog para sila. Svejedno je na kojem mjestu zuba taj slobodni par sila djeluje. Takav se pomak može proizvesti dentalnim zahvatom.

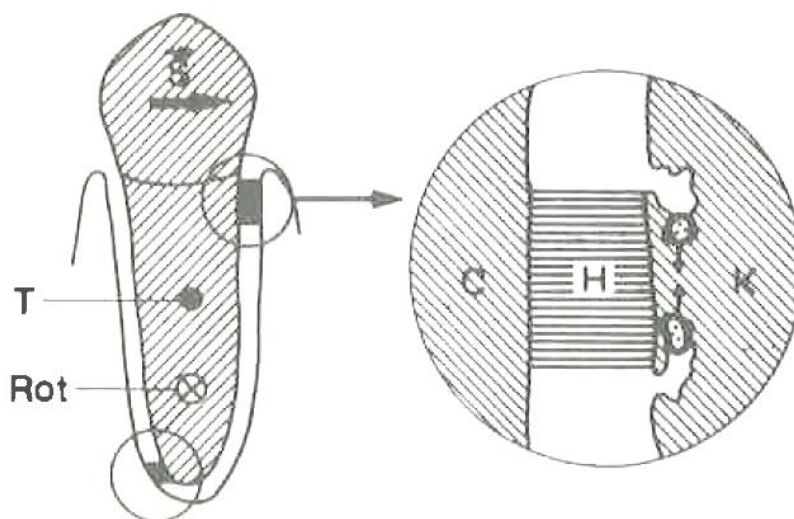


Slika 12. Sila i protumoment [3]

1.4.3 Biološka reakcija pri pomaku zuba

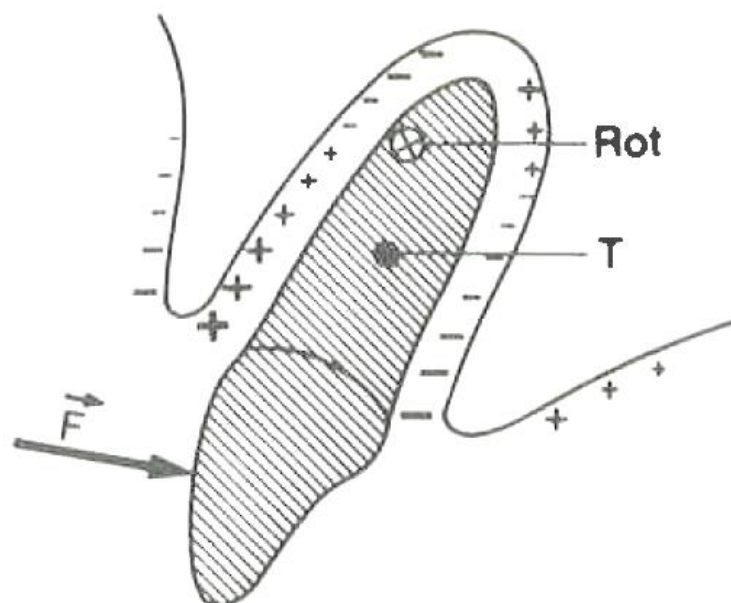
Radi se o staničnoj reakciji na mehaničko opterećenje zuba i okolnih tkiva (Slika 13.), prvenstveno kosti. Što je više staničnih elemenata, to se ritam tih promjena događa brže i u većem opsegu.

Na slici 13. C predstavlja zub (caklinu) koja se naslanja na susjednu kost (K), dok se između njih javlja stanična reakcija H. Vektor S predstavlja mehaničko opterećenje zuba.

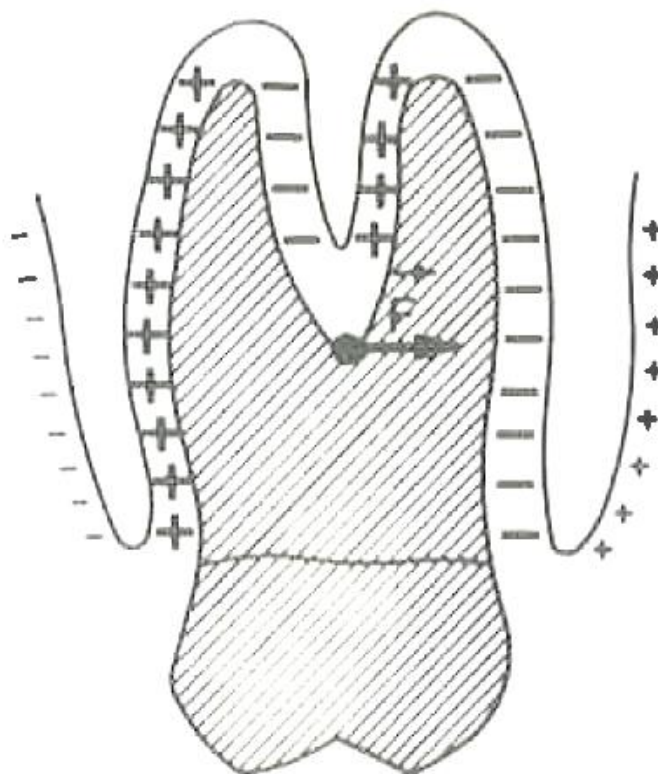


Slika 13. Stanična reakcija na mehaničko opterećenje zuba i susjedne kosti [3]

Brzina i opseg tih zbivanja ovisi dakle o broju i kvaliteti stanica zubnog mesa, što starošću jenjava. Te su promjene ovisne o opskrbi zuba krvlju. Kompresija zubnog mesa prikazano na slikama 14. i 15. može uzrokovati ishemiju (nedostatak kisika) ako prelazi lokalni krvni tlak. Uništavanjem zubnog mesa stanice su oštećene, stanične reakcije izostaju i pomak zuba se ne odvija dok ne dođe do normalnog naljezanja zuba u kost. I na caklini zuba se mogu dogoditi patološke promjene.



Slika 14. Apozicija (stvaranje) alveolarne kosti pri djelovanju sile na jednokorjenski zub [3]



Slika 15. Apozicija (stvaranje) alveolarne kosti pri djelovanju sile na višekorjenski zub [3]

Odgovor tkiva manifestira se kao inicijalna reakcija zubnog mesa već nekoliko minuta nakon primjene sile. Ovisno o kvaliteti sila i medija na koje djeluju, reakcija će biti različita. Upravo zato se dentalne terapije započinju slabijim silama da bi inicijalni odgovor tkiva trajao što kraće.

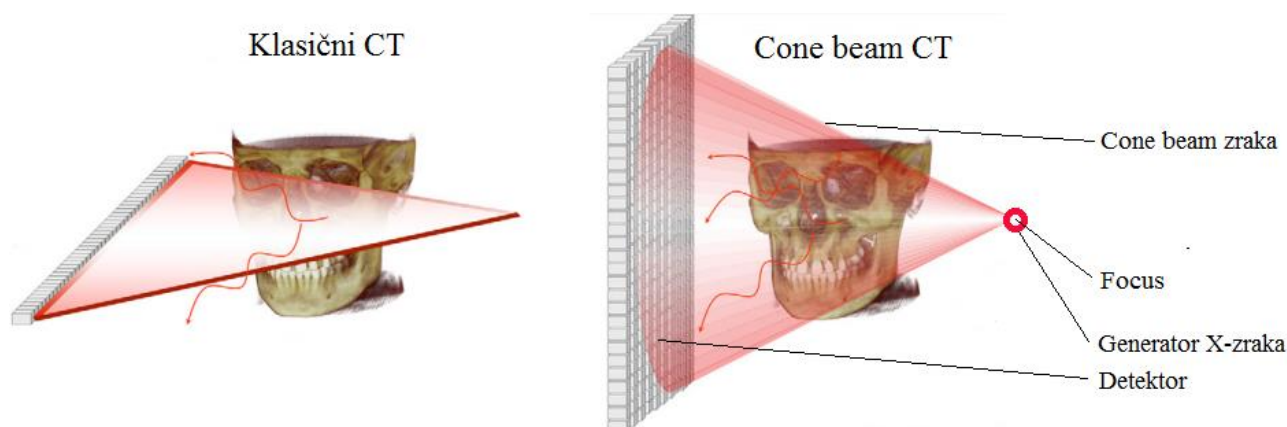
2. CONE BEAM RAČUNALNA TOMOGRAFIJA

Suvremena radiologija sve više rabi digitalne sustave za dobivanje slike ljudskog tijela koji postupno zamjenjuju analogne uređaje u kliničkoj praksi. Digitalna radiološka dijagnostika koristi računalnu snimku, dobivenu nakon konverzije rendgenske snimke u digitalnu snimku. Ona se odavno primjenjuje kod slojevnog snimanja, a početak takvog slikovnog zapisa se može pripisati računalnoj tomografiji. Računalna tomografija (CT) je metoda stvaranja trodimenzionalne slike unutrašnjosti ljudskog tijela, na osnovu velike serije dvodimenzionalnih RTG snimaka koji su dobiveni oko zajedničke osi rotacije [4].

Za nastanak slike koriste se rendgenske zrake koje u aksijalnim ili sagitalnim presjecima slojevito snimaju zadano područje tijela. Za vrijeme snimanja rendgenska cijev kruži oko pacijenta koji je u ležećem položaju, a nasuprot njoj nalaze se detektori rendgenskog zračenja, koji registriraju do koje mjere su zrake emitirane iz cijevi propuštene kroz tijelo pacijenta, a u kojoj mjeri su zaustavljene (apsorbirane). Rendgenske zrake prolaskom kroz različita tkiva nejednako slabe, ovisno o gustoći, sastavu i debljini tkiva. Kad cijev napravi puni okretaj oko pacijenta, prikupljeni signali na detektorima računalno se obrade, a na zaslonu računala stvori se slika poprečnog presjeka kroz pojedini dio tijela. Kod CT-a kao i kod drugih digitalnih tehnika dobivena slika nije posljedica izravnog djelovanja X-zraka na rendgenski film, kao kod klasičnih radioloških dijagnostičkih metoda. Digitalni radiogram je rezultat interakcije X-zraka s elektronima unutar elektroničkih senzora koji su razmješteni u elementima detektora. Cone beam računalna tomografija (CBCT) je posljednje tehnološko dostignuće moderne digitalne radiologije te se prvi put javlja 1982. godine [4]. Napretkom tehnologije, posebice informatizacije, sve veću primjenu pronalazi u medicini, posebice u stomatologiji. Za razliku od klasičnog CT-a puno je manji i jeftiniji, stoga mu je omogućena primjena u svakoj stomatološkoj ordinaciji.

2.1 Princip rada

Kao i svaki CT uređaj, CBCT se sastoji od izvora rendgenskih zraka i detektora koji je fiksiran na pokretno postolje. Za razliku od klasičnog CT-a, CBCT ima divergentni odnosno konični izvor ionizirajućeg zračenja i ima posebni dvodimenzijski detektor (slika 16.). Sa svojim konično usmjerenim rendgenskim zrakama, CBCT pokriva cijelu željenu regiju i dovoljna je jedna cirkularna rotacija, koja traje manje od 30 sekundi, da se prikupe podaci za stvaranje trodimenzionalne snimke. Prilikom jedne rotacije stvori se 100-700 individualnih projekcija koji sadrže više od 1 milijun piksela, a za svaki piksel se koristi 12-16 Bit-a podataka. Svi CBCT uređaji su sposobni razlikovati najmanje 4096 nijanse sive boje. Rekonstrukcija slike je računalno kompleksna. Ona ovisi o raznim parametrima: širini polja, broju projekcija, veličini voksela, računalnom programu i samom računalu. Za razliku od piksela koji predstavljaju dvodimenzionalnost slike, vokseli daju slici dubinu, odnosno predstavljaju trodimenzionalnost slike. Dimenzije voksela su određene veličinom piksela i debljinom presjeka odnosno dubinom. Prosječna rekonstrukcija slike traje oko 2 minute. Nakon rekonstrukcije slike, na zaslonu računala pojavi se slika u trodimenzionalnom prikazu. CBCT uz pomoć trodimenzionalnih prikaza omogućuje točnu vizualizaciju zubnih struktura u njihovom stvarnom prostornom prikazu i u mjerilu 1:1 (DICOM format). Pruža veliki broj mogućih kombinacija prikaza, jer je od jedne 3D snimke moguće proizvesti veliki broj visoko kvalitetnih presjeka: panoramskih, aksijalnih, transverzalnih, poprečnih, sagitalnih, kosih i trodimenzionalnih [4].



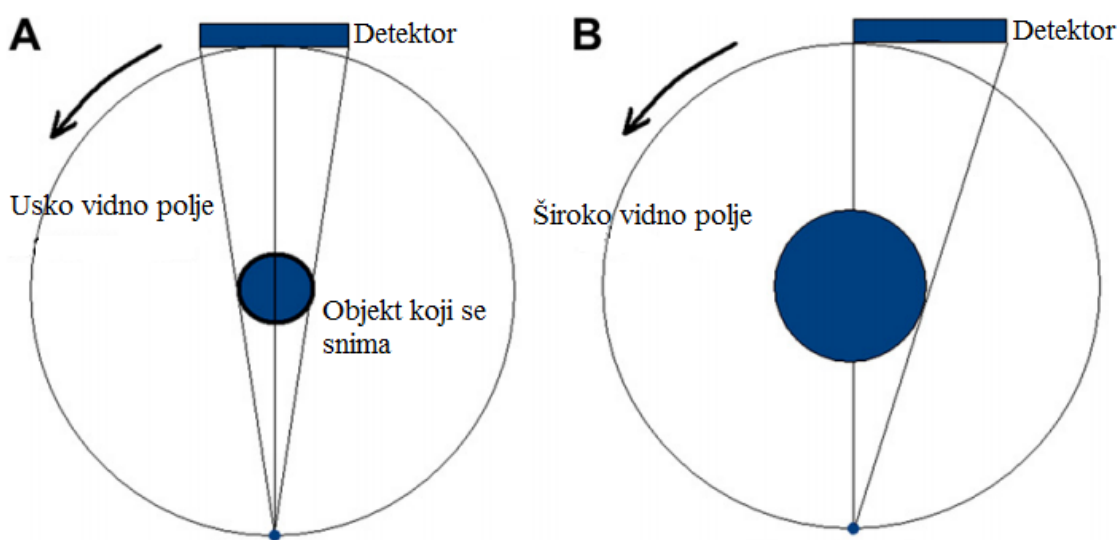
Slika 16. Usporedba zrake klasičnog CT uređaja (lijevo) i Cone beam CT uređaja (desno) [5]

2.2 Vidno polje

Dimenzije vidnog polja ili volumen koji zrake mogu obuhvatiti ovisi najviše o veličini i obliku detektora, geometriji projekcije zrake i mogućnosti da zrake snopa budu paralelne. Oblik volumena koje zrake obuhvaćaju može biti cilindričan ili sferičan. Paralelnost x-zraka ograničava izloženost radijaciji samo onog dijela tijela koji se proučava. Ograničavanjem vidnog polja osigurava se optimalna izloženost x-zrakama za svakog pacijenta, ovisno o bolesti i dijelu tijela koji se treba snimiti. CBCT sistemi se mogu kategorizirati ovisno o dostupnom vidnom polju i odabranoj visini volumena skeniranja kako slijedi:

- Lokalizirano područje: otprilike 5 cm i manje
- Jedan luk: 5 cm do 7 cm
- Unutarnji luk: 7 cm do 10 cm
- Maksiofacijalni: 10 cm do 15 cm
- Kraniofacijalni: preko 15 cm [5]

Vidna polja koja su viša od 15 cm je teško napraviti u „cone beam“ dizajnu zbog velikog troška detektora koji prekrivaju veliku površinu. Povećanje visine volumena koji se skenira se onda povećava softverski tako da se naprave dvije rotacije sonde te je tako moguće pokriti visinu do 22 cm. Druga metoda povećanja vidnog polja je korištenjem malog detektora, čime se smanjuju troškovi, tako da se snima samo pola objekta kao što je prikazano na slici 17.



Slika 17. Povećanje vidnog polja tako da se skenira samo pola pacijenta [5]

2.3 Prednosti

CBCT ima mnoge prednosti u odnosu na klasični CT dok su nedostaci jednaki. Nedostaci ovakvih uređaja su šumovi koji mogu nastati od samog uređaja, x-zraka, pacijenta ili detektora. Prednosti u odnosu na klasični CT su sljedeći: [4]

1) Veličina i cijena

Manja veličina dovoljna je za primjenu u svakoj stomatološkoj ordinaciji, a odnos cijene CBCT na klasični CT je 4/5 cijene CT-a.

2) Brzina skeniranja

Vrijeme skeniranja CBCT je malo manje od 30 sekundi dok za klasični CT vrijeme skeniranja iznosi do 3 minute. CBCT-u je potrebna samo jedna cirkularna rotacija da prikupi sve potrebne podatke, dok je konvencionalnom CT-u potrebno više rotacija, ovisno o debljini područja koje se skenira.

3) Visoka rezolucija

4) Manja doza radijacije

Prednost koju cone beam CT ima pred klasičnim CT-om je desetorostruko smanjena emisija radijacije. Cone beam skeneri emitiraju pulsirajuće ionizirajuće zrake, dok skeneri klasičnih CT-a emitiraju stalan snop zračenja. Time se pacijent izlaže nižoj dozi radijacije. Efektivne doze radijacije variraju između 5 i 15 μSv kod ortopantomografije, pa od 30 do 150 μSv [4] kada se pojedinačno snima svaki zub u usnoj šupljini. Efektivne doze zračenja primljene kod cone beam CT-a veće su nego kod ortopanskih snimki (klasične snimke zubi), ali zato znatno manje nego kod multidetektorskih CT-a.

5) Milimetarski točna analiza

6) Priprema pacijenta

Pacijent tijekom pregleda može ugodno sjediti ili može stajati jer nije zatvoren unutar postolja, kao kod klasičnog CT-a (Slika 18.). Oko pacijentove glave se nalazi rotirajući prsten velikog radijusa koji sadrži rendgensku cijev s detektorima, što uvelike olakšava pristup pacijentima koji pate od klaustrofobije.



Slika 18. CBCT uređaj gdje pacijent može sjediti ili stajati [4]

Unatoč prednostima cone beam tehnologije, trodimenzionalni radiološki prikaz zasad nije uspio zamijeniti ortopantomogram, koji je danas najčešća radiološka dijagnostička metoda u stomatologiji, i još uvijek dosta jeftinija od CBCT-a.

3. IZRADA 3D MODELA

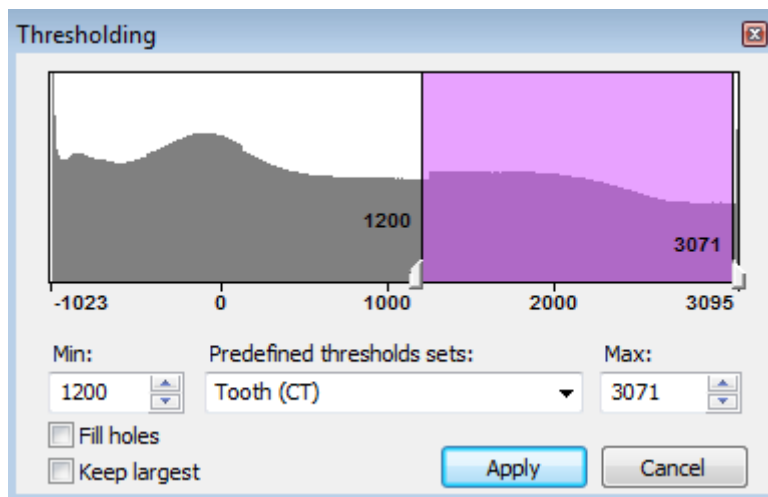
Da bi se napravila analiza metodom konačnih elemenata prvo je potrebno izraditi 3D model. Treba napraviti model gornjeg lijevog sjekutića, odgovarajuće kosti te parodontnog ligamenta. 3D Model je napravljen u programskom paketu „*Mimics 17*“ tako da su korištene CBCT snimke ljudske čeljusti. U ovom radu korišteno je 377 CT snimaka anonimnog pacijenta kojemu je preporučena ortodonska terapija. U tablici 1. su prikazani parametri snimaka. Model zuba i kosti se izrađuje tako da se izabire određeni raspon jedinica prema Hounsfieldovoj ljestivici. Hounsfieldova ljestivica je kvantitativna ljestvica kojom se opisuje radiološka gustoća odnosno sposobnost da X-zraka prođe kroz neko tijelo [6]. Destilirana voda pri atmosferskim uvjetima ima vrijednost 0 HU (Hounsfield unit) dok zrak ima vrijednost -1000 HU [6]. Nakon što je izabran određeni raspon HU dobiva se približni model za odgovarajući HU u kojem se nalazi i mnogo šumova koji su neizbježni za svaku CT snimku te je potrebno u samom programskom paketu doraditi svaki dio modela. Šumovi se manifestiraju kao „leteći“ pikseli koji ne postoje u stvarnom svijetu, ali se nalaze na snimci. Kada je cijeli model završen, prebacuje se u programski paket „*3-Matic*“ koji se nalazi u sklopu „*Mimics 17*“. Tamo se izrađuje volumenska mreža tetraedarskih konačnih elemenata te se model s pripadajućom mrežom konačnih elemenata ponovo vraća u „*Mimics 17*“ da bi se svakom dijelu modela dodjelila odgovarajuća materijalna svojstva.

Tablica 1. Parametri CBCT snimaka

| | |
|-----------------------------------|---------|
| Rezolucija | 500x500 |
| Debljina sloja | 0.2 mm |
| Razmak slojeva | 0.2 mm |
| Broj slojeva | 375 |
| Broj korištenih cijevi za x-zrake | 15 |

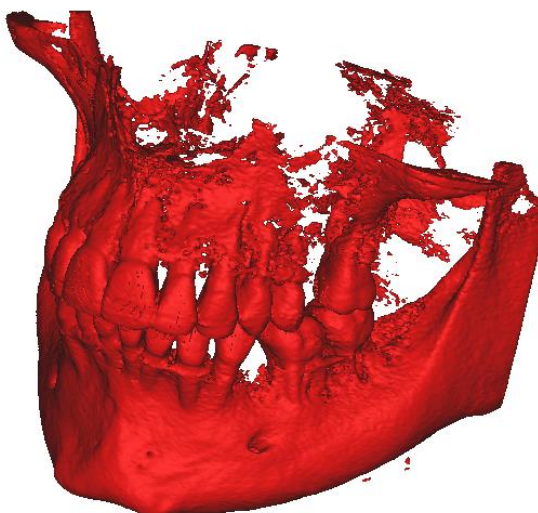
3.1 Model Zuba

Za zub je izabran raspon HU od 1200 do 3071 kako je prikazano na slici 19.



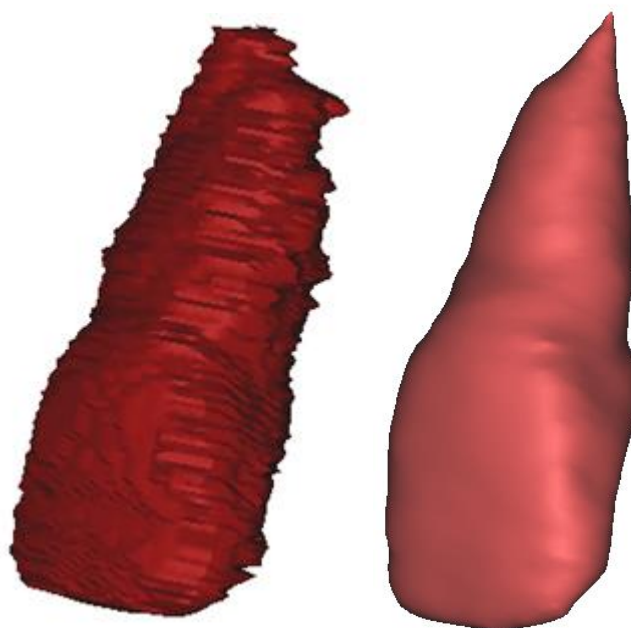
Slika 19. Raspon HU za zub

Dobiva se maska cijele čeljusti pacijenta koja je prikazana na slici 20. Lako se može uočiti da snimak ima puno šumova te dijelova koji nisu u potpunosti snimljeni makar je korišteno 377 CT snimaka. Da bi dobili potpuni model čeljusti moralo bi se koristiti još više snimaka dok je šumove nemoguće potpuno ukloniti, samo ih je moguće umanjiti koristeći kvalitetniju opremu. Potrebno je ručno izdvojiti lijevi sjekutić iz modela te ukloniti šumove.



Slika 20. Početni model čeljusti za zub

Kada se sjekutić izdvoji i uklone se šumovi može se vidjeti da je geometrija zuba jako loša jer je bio prislonjen na susjedni zub i rezolucija snimka nije bila zadovoljavajuća. Model je moguće izgladiti operacijom „*Smoothing*“ te popuniti šupljine operacijom „*Wrap*“. Spomenute operacije su nužne kako bi se kasnije što bolje mogla definirati mreža konačnih elemenata. Tada se dobiva završni model zadovoljavajuće geometrije (Slika 21.) koji se kasnije može koristiti za analizu.

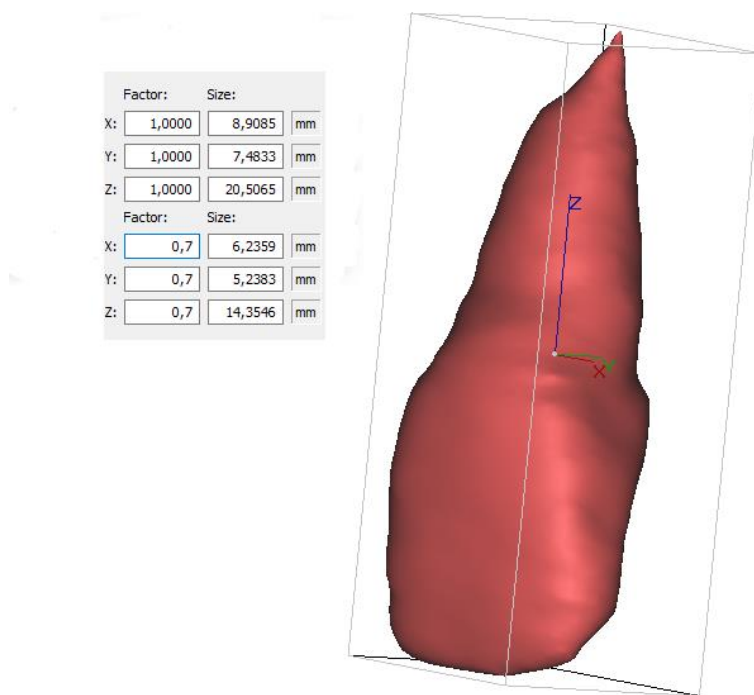


Slika 21. Model zuba početni (lijevo) i završni (desno)

3.2 Model cakline i dentina

Caklina je čvrsto mineralno tkivo koje prekriva dentin (unutarnji dio zuba). Zbog velikog udjela mineralnih tvari caklina je najtvrdja tvar u ljudskom tijelu. Caklina ima visok modul elastičnosti, tvrda je i krhka zbog čega uvijek mora biti poduprta dentinom, jer se u protivnom lako lomi (npr. kod karijesa). Velika tvrdoća cakline omogućava otpornost zuba na žvačne sile, te zaštitu dentina. Da bi dobili što točnije rezultate metodom konačnih elemenata potrebno je podijeliti model zuba na caklinu i dentin. Debljina cakline varira od maksimalnih 2.5 mm na griznim ploham do nekoliko desetki milimetara u korjenu zuba. Debljina bočnih stijenki se kreće oko 1.3 mm. [7]. Dentin je definiran tako da se volumen zuba smanjio za 30% što

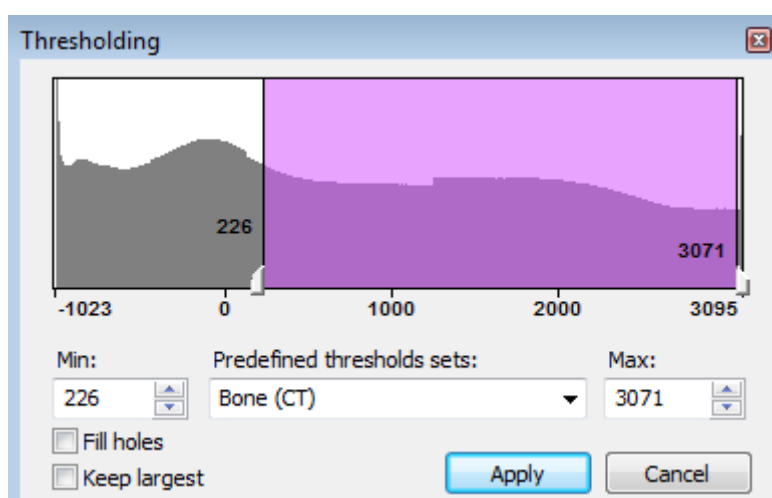
odgovara smanjenju od približno 1.5 mm na bočnim stjenkama i 2.5 mm na griznim površinama kao što je prikazano na slici 22. Zatim je model dentina izrezan od modela zuba početnog volumena da bi se dobio model cakline.



Slika 22. Izrada dentina skaliranjem modela zuba

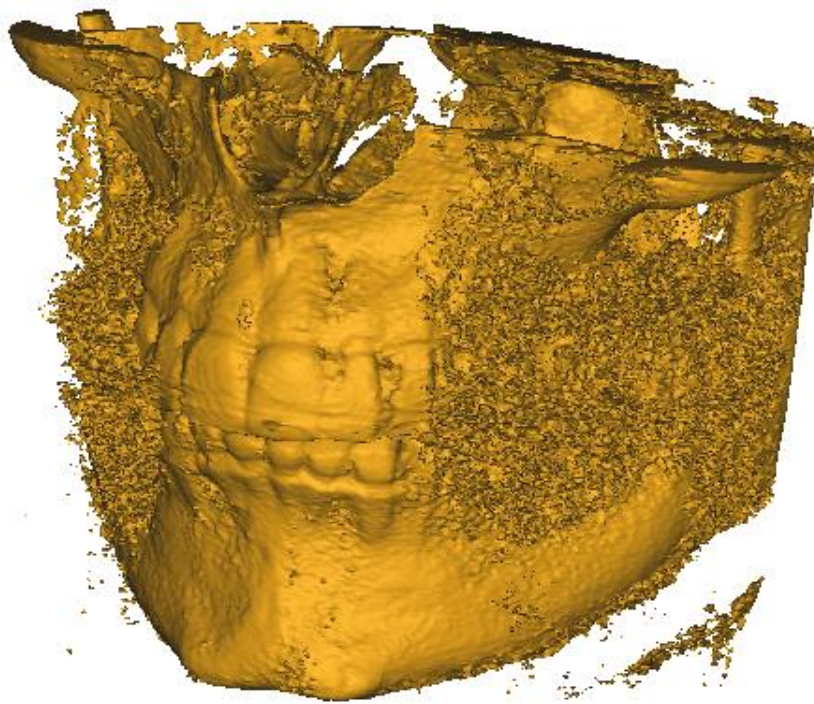
3.3 Model zubne kosti

Za kost je izabran raspon HU od 226 do 3071 kako je prikazano na slici 23.



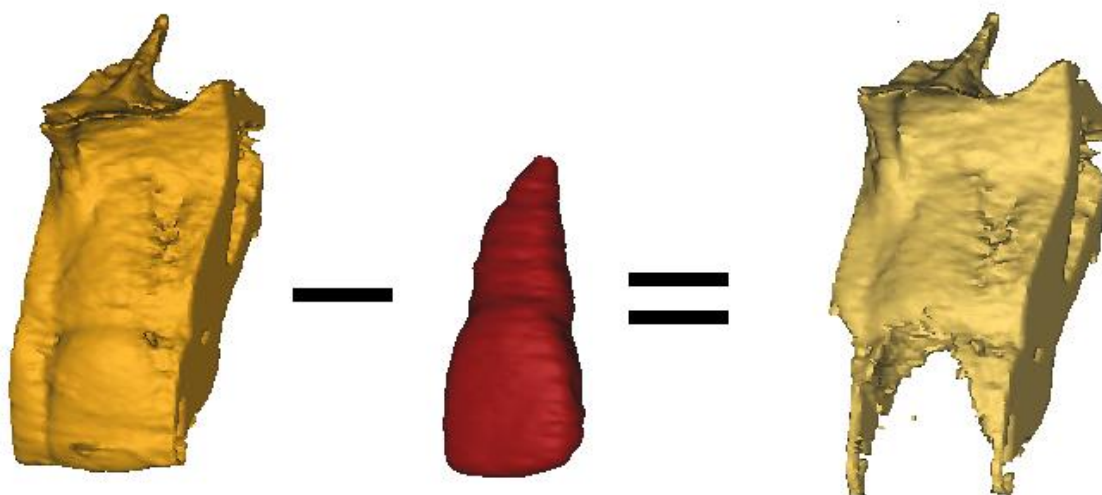
Slika 23. Raspon HU za kost

Dobiven je početni model čeljusti za kost kao što je prikazano na slici 24. Vidljivo je da za ovaj raspon HU postoji jako puno šuma što predstavlja problem zato jer je teško izdvojiti valjanu geometriju kosti.



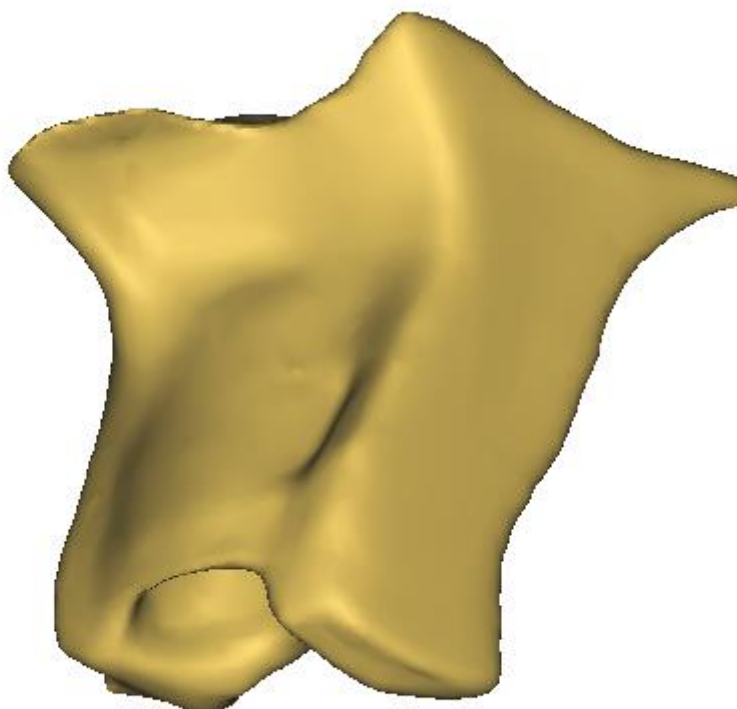
Slika 24. Početni model čeljusti za kost

Kao i kod modela zuba potrebno je izdvojiti samo dio čeljusti koja je relevantna za lijevi sjekutić. Budući da raspon HU za kost kojem je vrijednost od 226 do 3071 ulazi u raspon HU za zub koji je od 1200 do 3071 potrebno je oduzeti masku zuba od maske kosti da bi se dobila alveola, šupljina u kosti u kojoj se nalazi zub. Pojednostavljen prikaz te operacije prikazan je na slici 25.



Slika 25. Izdvojena kost sjekutića iz čeljusti

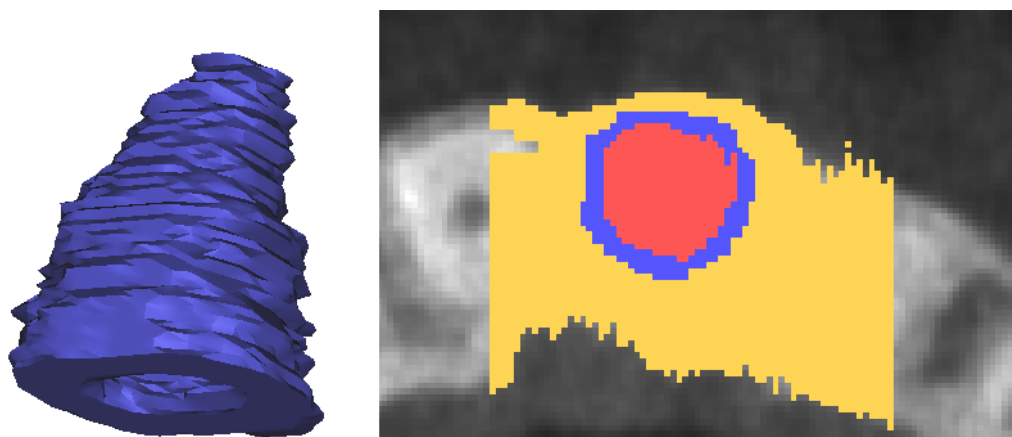
U sljedećem koraku, analogno kao i kod modela zuba, kost se dodatno doradi te je konačni model zubne kosti prikazan na slici 26.



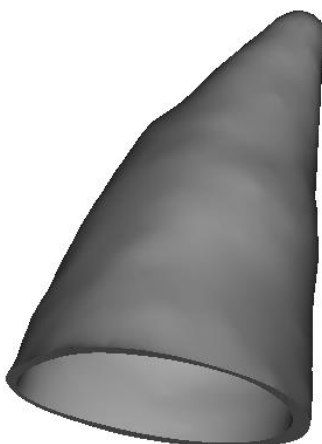
Slika 26. Konačni model zubne kosti

3.4 Model parodontnog ligamenta - PDL

PDL nije moguće dobiti odabirom određenog raspona HU. Razlog tomu je što je PDL iznimno tanak, od 0.15 do 0.38 mm [8] te nije vidljiv na pripadajućim snimkama zbog rezolucije snimaka. Na snimkama je vidljiv parodontni prostor koji je širok između 0.4 i 1.5 mm [8]. PDL koji je dobiven u programskom paketu „Mimics 17“, zapravo popunjava cijeli parodontni prostor. Zbog iznimno male debljine parodontnog prostora, pa samim time i PDL-a dobivenog u softveru „Mimics 17“, konačan oblik PDL nije moguće dobiti samo uz pomoć prije spomenutih operacija, kao što je vidljivo na slici 27. Konačan PDL se dobiva u softveru „3-Matic“ koji omogućava korištenje „*Boolean Subtraction*“ opcije koja omogućava oduzimanje 3D geometrije. Na taj način je dobivena geometrija PDL (Slika 28.) koja točno prati geometriju zuba s unutrašnje strane, te geometriju kosti s vanjske.



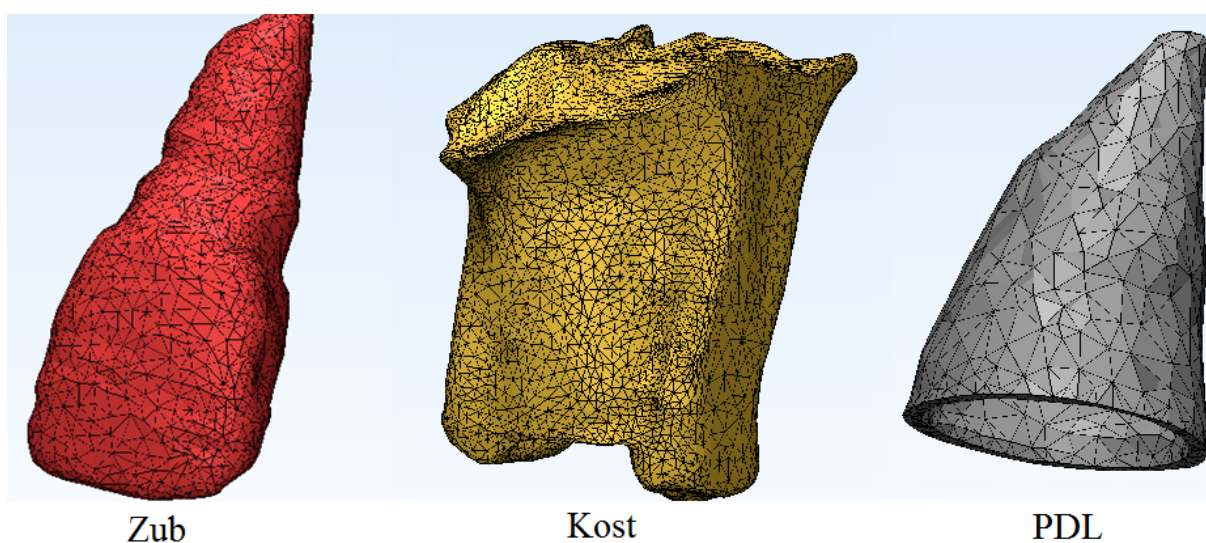
Slika 27. Početni model PDL-a (lijevo), CT snimak (desno) gdje je vidljiva maska PDL-a (plavo), maska kosti (žuto) i maska zuba (crveno)



Slika 28. Konačni model PDL-a

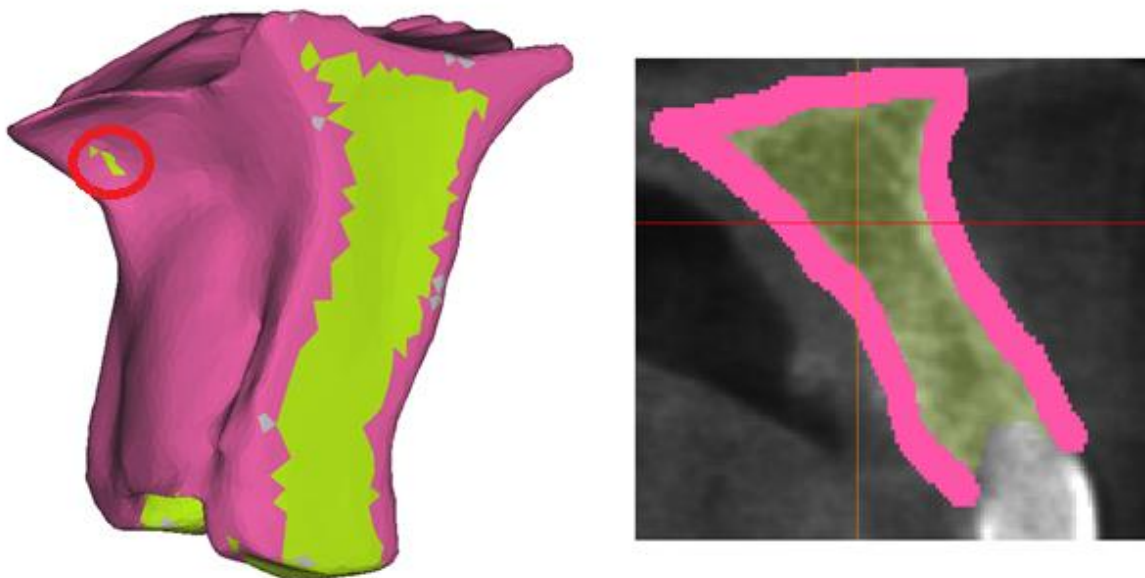
3.5 Dodjeljivanje materijalnih svojstva

Da bi se dodjelila materijalna svojstva modelima potrebno je izraditi volumensku mrežu konačnih elemenata. Bitno je napomenuti da se ta mreža neće kasnije koristiti za analizu konačnim elementima nego će se raditi nova. Modele je potrebno prebaciti u softver „3-Matic“ gdje se odabire opcija „Auto-remesh“ pomoću koje je moguće definirati veličinu konačnih elemenata te napraviti mrežu konačnih elemenata. Dobivena mreža je površinska mreža iz koje se radi volumenska mreža. Ispravnost mreže provjerava se s opcijom „Fix Wizard“. Mreže konačnih elemenata pojedinih modela prikazani su na slici 29.



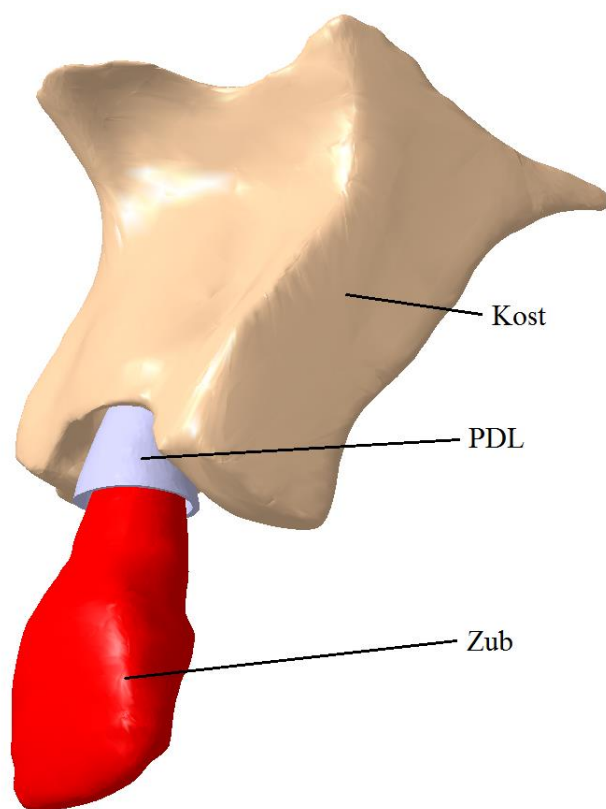
Slika 29. Mreža konačnih elemenata modela za materijalna svojstva

Nakon što je mreža konačnih elementa definirana za svaki dio modela, cijelokupni model se ponovno vraća u softver "Mimics 17" gdje se dodjeljuju svojstva materijala za svaki dio modela. Svojstva materijala se dodjeljuju opcijom „Material Assignment“ gdje se odgovarajuća maska s pripadajućom HU gustoćom pridružuje pojedinom dijelu modela. Za caklinu, dentin i PDL su maske definirane dok se kost sastoji od spongiozne i kortikalne kosti te je potrebno napraviti dvije maske za oba dijela kosti koja definiraju različita svojstva materijala kosti, kao što je vidljivo na slici 30.

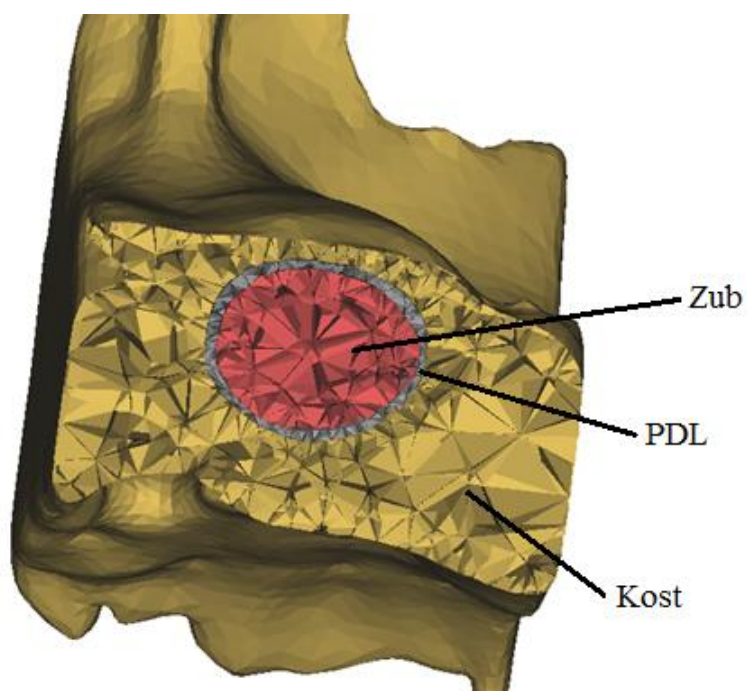


Slika 30. Model i CT snimak kosti s pripadajućim svojstvima materijala za kortikalnu kost (ružičasto) i spongioznu kost (zeleno)

Na slici 30. vidljivo je da osim kortikalne kosti (ružičasti dijelovi) te spongiozne kosti (zeleni dijelovi), postoje i sivi dijelovi na modelu kosti. Uzrok nastanku tih dijelova je šum i niska rezolucija CT snimaka. Također se može primjetiti da na jednom dijelu (zaokruženo na slici 30.) spongiozna kost se preklapa sa kortikalnom kosti. To predstavlja velik problem jer nije moguće odvojiti točan model kortikalne i spongiozne kosti za daljnju analizu konačnim elementima. Taj problem se već mogao uočiti na slici 24. na kojoj je prikazan početni model čeljusti za kost s jako puno šumova. Jedini način da se ovaj problem riješi je da se koriste nove CT snimke sa većom rezolucijom koje nisu bile dostupne. Zbog navedenih razloga analiza konačnim elementima će se provoditi za homogena svojstva kosti. Na slici 31. su prikazani konačni modeli zuba (koji se sastoji od dentina i cakline), kosti i PDL-a, dok je na slici 32. njihov poprečni presjek.



Slika 31. Konačni modeli zuba, kosti i PDL-a



Slika 32. Poprečni presjek konačnog modela zuba, kosti i PDL-a

4. ANALIZA METODOM KONAČNIH ELEMENATA

Analiza naprezanja, pomaka i deformacija konačnim elementima se radi u softveru „Abaqus“. Napravljeno je sedam slučajeva opterećenja zuba koji će biti opisani u kasnijem poglavlju. Materijali svakog modela su homogeni uz pretpostavku izotropnih svojstava. Koristi se linearno-elastični proračun.

Gotove 3D modele je potrebno prebaciti iz „Mimics 17“ u „3-Matic“, kako bi se spremili u formatu *step*. Zatim ih je moguće prebaciti u „Abaqus“, no prije toga potrebno ih je učitati u softveru „Creo 2.0“ i ponovo spremi u *step* formatu. Razlog tomu su algoritmi koje „Creo 2.0“ koristi tokom stvaranja *step* datoteke tako da se 3D modeli uz manje geometrijskih pogrešaka učitavaju u „Abaqus“. Ako postoji previše geometrijskih pogrešaka, nije moguće napraviti mrežu konačnih elemenata ili ako se ona napravi, elementi mogu biti nepovoljno poredani što dovodi do veće pogreške rezultata analize.

4.1 Dodjeljivanje materijalnih svojstva

Nakon što su modeli učitani u „Abaqus“ treba im je dodjeliti materijalna svojstva. To je nužno ponovo napraviti zato jer „Abaqus“ ne prepoznaje materijalna svojstva koja su dodjeljena u „Mimicsu 17“. Kreiraju se materijali sa odgovarajućim svojstvima za caklinu, dentin, kost i PDL. Materijali se zatim dodjeljuju odgovarajućim 3D modelima. Svojstva materijala prikazani su u tablici 2.

Tablica 2. Svojstva materijala modela [9]

| Model | Materijal | Modul elastičnosti [MPa] | Poissonov faktor |
|---------|-----------------|--------------------------|------------------|
| Caklina | Caklina | 70000 | 0.3 |
| Dentin | Dentin | 15000 | 0.31 |
| Kost | Kortikalna kost | 13800 | 0.26 |
| PDL | PDL | 50 | 0.47 |

4.2 Kreiranje sklopa

U modulu „Assembly“ se ubacuje svaki pojedini model u sklop. Pošto je koordinatni sustav prenesen iz „Mimics 17“ definirani su i položaji između pojedinih modela. Modeli su u sklop definirani kao „Dependent“ što znači da će se mreža konačnih elemenata na svakom modelu raditi odvojeno. Gotov sklop prikazn je na slici 33.



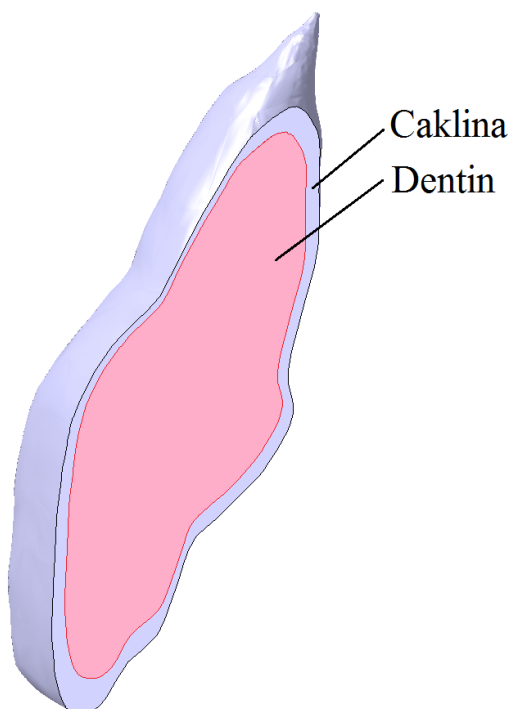
Slika 33. Sklop modela

4.3 Definiranje odnosa i veza između modela

Potrebno je definirati veze između pojedinog modela zato da program zna da su modeli međusobno vezani pa dolazi do naprežanja, a ne samo do pomaka. Pomoću opcije „Tie“ se izjednačavaju pomaci povezanih površina. Definira se „master“ površina na jednom modelu i „slave“ površina na drugom modelu te se one međusobno povezuju. Važno je napomenuti da kod kreiranja mreže konačnih elemenata „master“ površine moraju imati gušću mrežu od „slave“ površina da bi se izbjegle greške spajanja kod analize. Veze među modelima su sljedeće:

1. „Tie“ veza između dentina i cakline

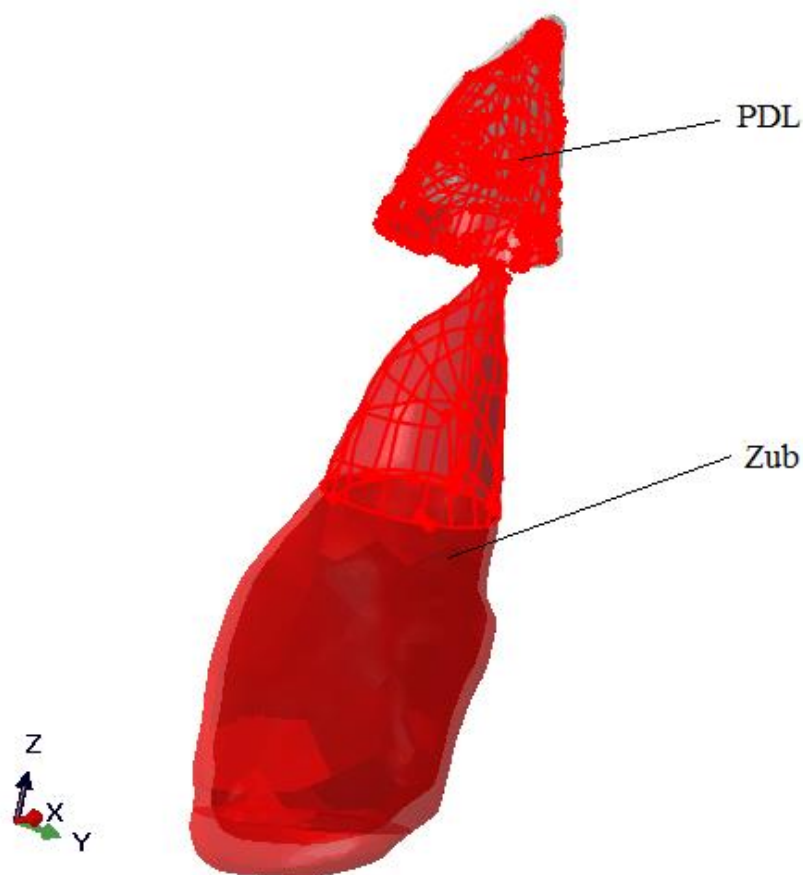
U ovom slučaju vanjska površina dentina se smatra „master“ površinom dok je unutarnja površina cakline „slave“ površina. Veza je prikazana na slici 34.



Slika 34. Presjek zuba sa prikazanom „Tie“ vezom između cakline (plavo) i dentina (ružičasto)

2. „Tie“ veza između zuba i PDL-a

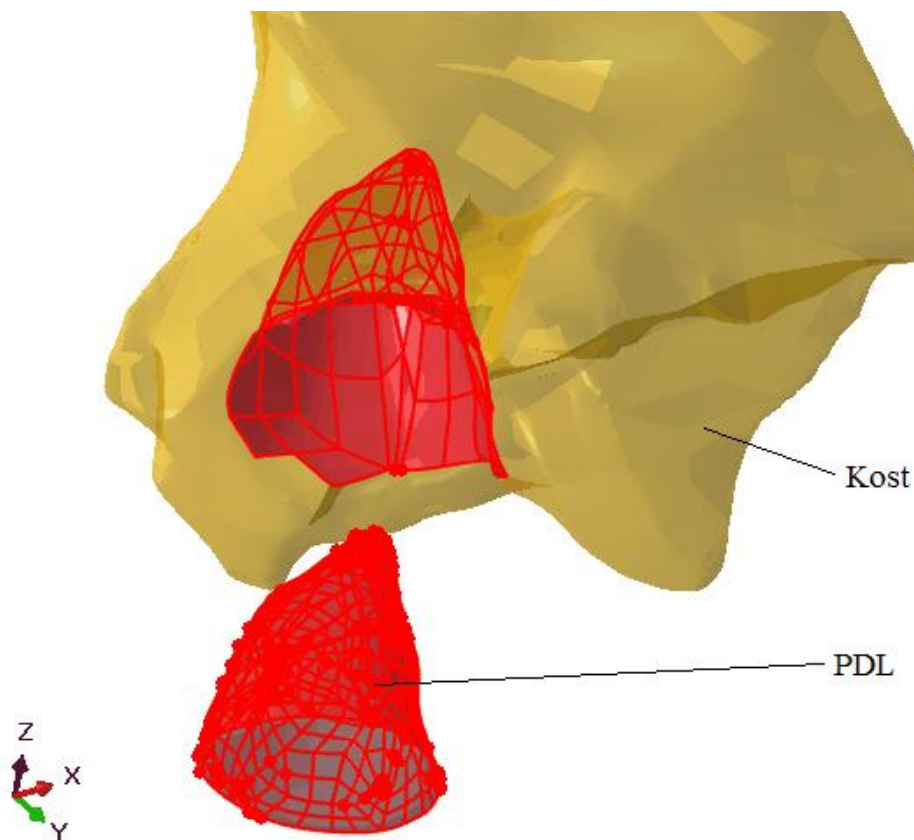
Kod ove veze (Slika 35.) vanjska površina korjena zuba je „*master*“ površina dok je unutarnja površina PDL-a „*slave*“ površina. Da bi bilo moguće označiti površinu korjena zuba potrebno ga je podijeliti na dva dijela. To se radi tako da se zub odreže ravninom koja se nalazi na visini korjena zuba.



Slika 35. Tie veza između zuba i PDL-a

3. „Tie“ veza između PDL-a i kosti

Veza između PDL-a i kosti napravljena je tako da je vanjska površina PDL-a definirana kao „*master*“ površina dok je površina šupljine zuba definirana kao „*slave*“ površina. Veza je prikazana na slici 36.



Slika 36. „Tie“ veza između PDL-a i kosti

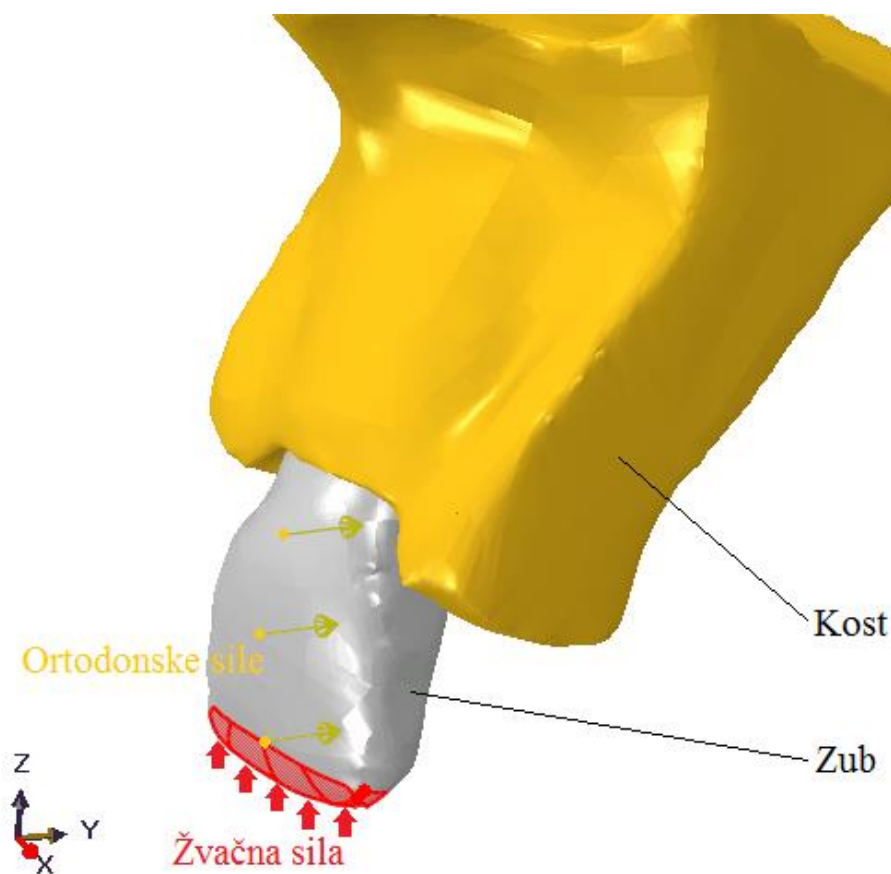
4.4 Definiranje opterećenja i rubnih uvjeta

4.4.1 Definiranje opterećenja

Kao što je rečeno ranije u poglavlju definirana su sedam slučajeva opterećenja. Napravljene su tri ortodonske sile i žvačna sila na zuba (Slika 37.). Slučajevi opterećenja su kako slijedi:

1. Opterećenje zuba uslijed žvačne sile od 100 N
2. Opterećenje zuba uslijed ortodonske sile bravice proteze od 5 N kada se ona nalazi blizu korjena zuba
3. Opterećenje zuba uslijed ortodonske sile bravice proteze od 5 N kada se ona nalazi na sredini zuba

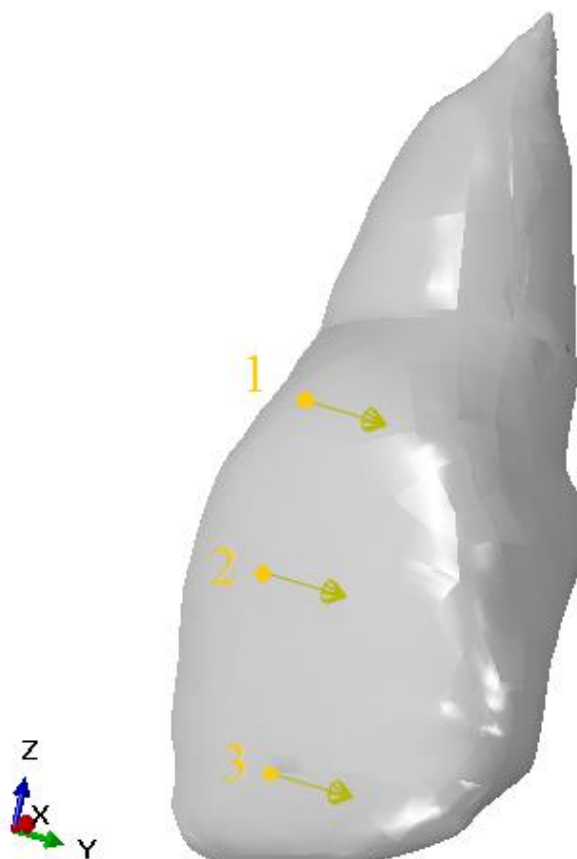
4. Opterećenje zuba uslijed ortodonske sile bravice proteze od 5 N kada se ona nalazi blizu zvačne površine zuba
5. Opterećenje zuba uslijed ortodonske sile bravice proteze od 5 N kada se ona nalazi blizu korjena zuba i žvačne sile od 100 N
6. Opterećenje zuba uslijed ortodonske sile bravice proteze od 5 N kada se ona nalazi na sredini zuba i žvačne sile od 100 N
7. Opterećenje zuba uslijed ortodonske sile bravice proteze od 5 N kada se ona nalazi blizu zvačne površine zuba i žvačne sile od 100 N



Slika 37. Prikaz svih sila koje opterećuju zub

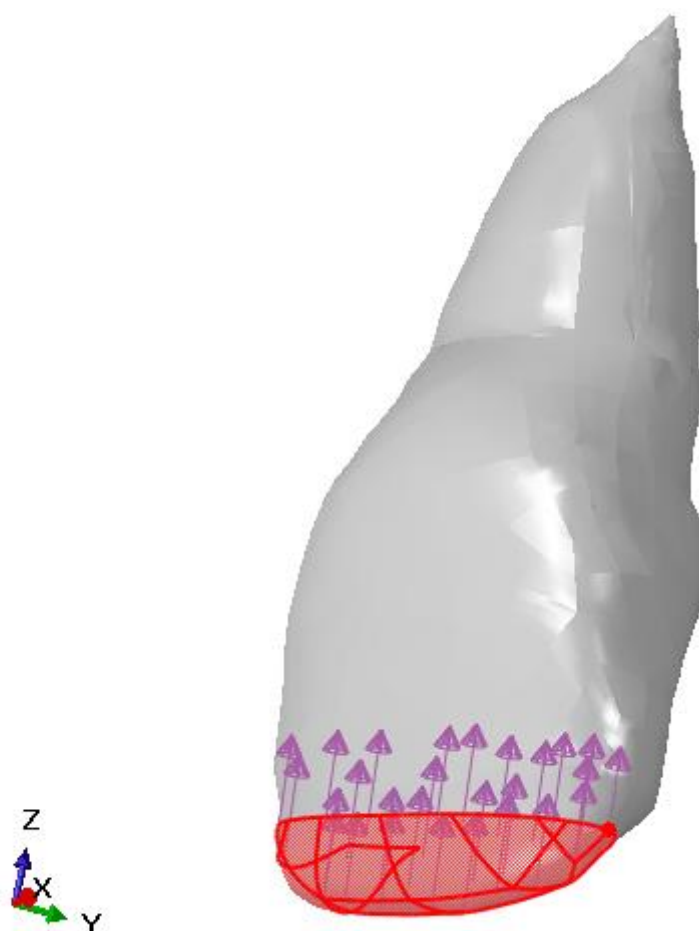
Važno je razumjeti da tri ortodonske sile koje su prikazane na slici 37. nikad ne djeluju zajedno već prikazuju potencijalno mjesto gdje se može nalaziti bravica „edgewise“ naprave. Ortodonske sile definirane su kao koncentrirane sile iznosa 5 N. Samo ortodonske sile prikazane su na slici 38. gdje je:

1. Sila blizu korjena zuba (na udaljenosti od 15 mm od vrha žvačne površine zuba)
2. Sila na sredini zuba (na udaljenosti od 10 mm od vrha žvačne površine zuba)
3. Sila blizu žvačne površine zuba (na udaljenosti od 5 mm od vrha žvačne površine zuba)



Slika 38. Ortodonske sile koje djeluju na zub

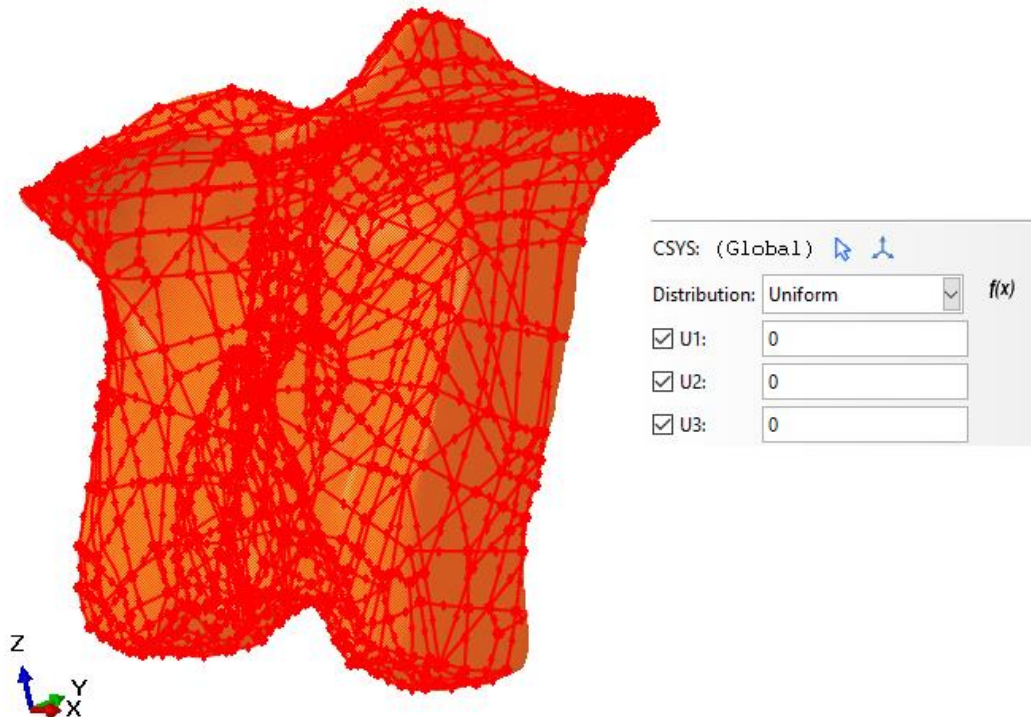
Žvačna sila je sila koja djeluje na zub tokom jedenja ili stiskanja čeljusti djeluje u smjeru osi Z na površinu od 34.65 mm^2 kao što je prikazano na slici 39. Površina na koju djeluje žvačna sila je određena tako da je zub presječen ravninom te je izdvojena površina na koju je narinuto opterećenje pomoću opcije „*Surface traction*“. Prosječni iznos žvačne sile na sjekutiću iznosi 100 N pa je tako i zadano.



Slika 39. Žvačna sila koja djeluje na zub

4.4.2 Definiranje rubnih uvjeta

Pošto su zub, PDL i kost međusobno vezani „Tie“ vezom potrebno je samo zadati da je kost uklještena zato jer je ona dio gornje čeljusti. Za cijelu vanjsku površinu kosti sprječeni su pomaci u svim smjerovima. Rubni uvjeti prikazani su na slici 40.

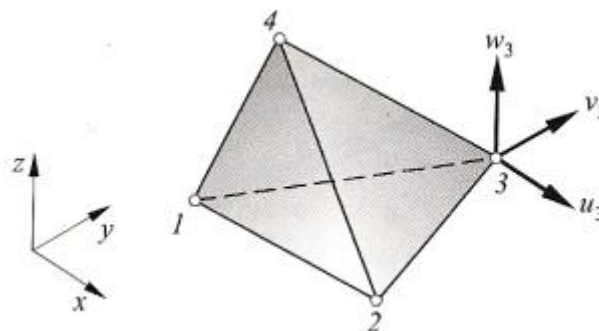


Slika 40. Rubni uvjeti za kost

4.5 Mreža konačnih elemenata

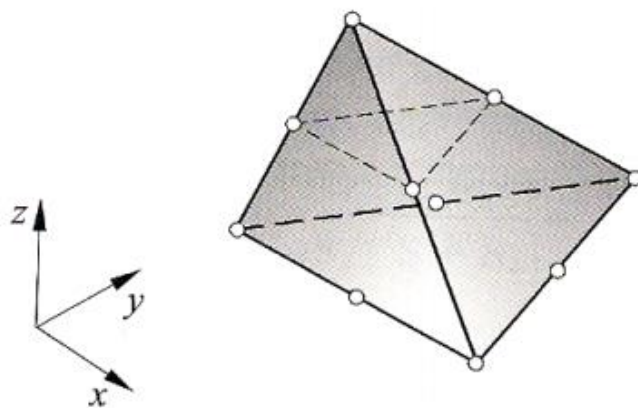
Za analizu konačnim elementima koriste se tetraedarski konačni elementi drugog reda. Osnovni tetraedarski konačni element (Slika 41.) s 12 stupnjeva slobode je najjednostavniji konačni element za trodimenzijsku analizu kontinuuma. Element se sastoji od 4 čvora u vrhovima tetraedra s po tri komponente pomaka u , v i w u pravcu Kartezijevih koordinatnih osi. Stupnjevi slobode su komponente pomaka u čvorovima

$$v^f = [u_1 \ v_1 \ w_1 \ u_2 \ v_2 \ w_2 \ u_3 \ v_3 \ w_3 \ u_4 \ v_4 \ w_4]$$



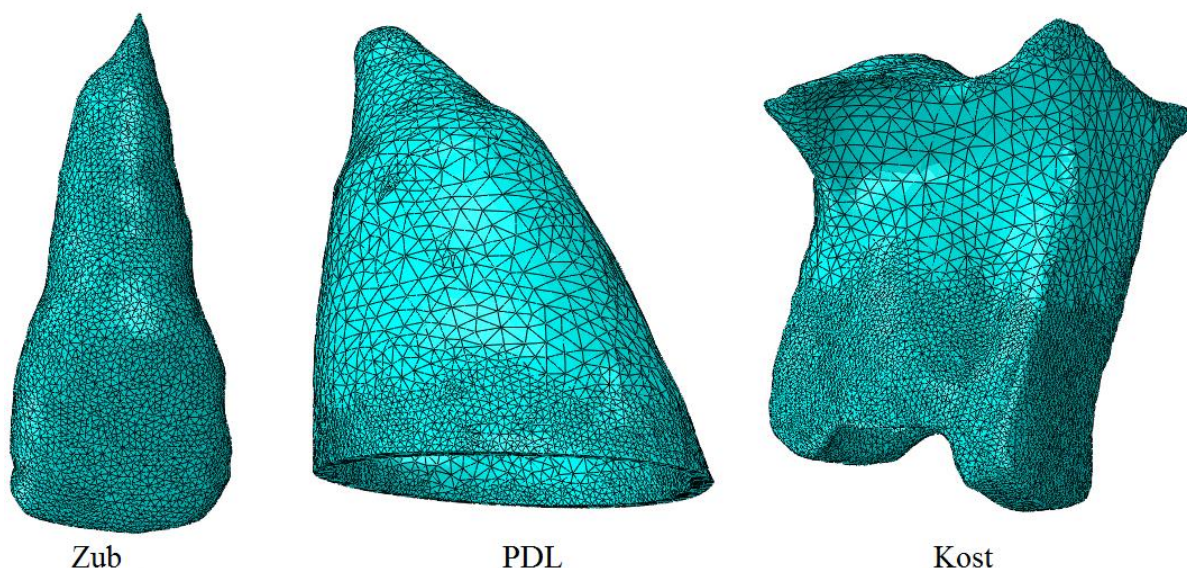
Slika 41. Osnovni tetraedarski element

Dodavanjem čvorova osnovnom tetraedarskom elementu izvodi se tetraedarski element drugog reda (Slika 42.). Pritom je poželjno da polinomi funkcija pomaka budu potpuni.



Slika 42. Tetraedarski element 2 reda

Za svaki model sklopa zuba zadaje se mreža konačnih elemenata pojedinačno kao što je rečeno u poglavlju 4.2. Konačna mreža za svaki pojedinačni model prikazana je na slici 43. dok su tipovi i broj elementa prikazani u tablici 3.



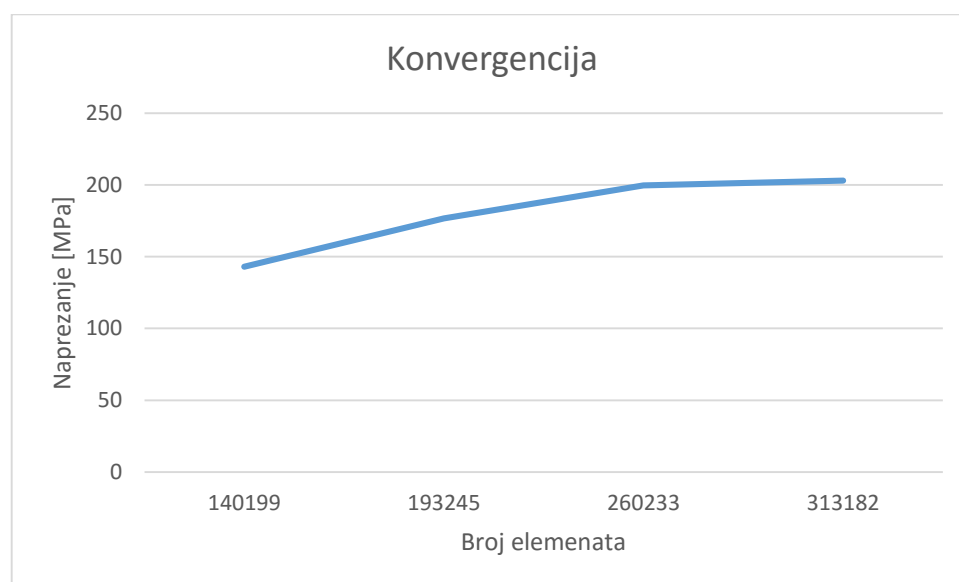
Slika 43. Mreže konačnih elemenata za pojedini model

Tablica 3. Broj i tip konačnih elemenata za pojedini model

| Model | Tip elementa | Broj elemenata | Broj čvorova |
|---------------|--------------|----------------|--------------|
| Zub - caklina | C3D10 | 46030 | 82449 |
| Zub - dentin | C3D10 | 84195 | 125976 |
| PDL | C3D10 | 33611 | 59599 |
| Kost | C3D10 | 96397 | 151414 |
| Ukupno | | 260233 | 419438 |

4.5.1. Konvergencija rezultata analize u odnosu na broj elementa

Kako bi se znalo koliko elemenata treba koristiti za mrežu konačnih elemenata napravljena je analiza rezultata naprezanja sklopa u odnosu na broj korištenih elemenata. Bitno je odrediti optimalan broj konačnih elemenata jer ako se koristi previše elemenata analiza će se provoditi dugo i zauzeti će puno memorije, dok ako imamo premalo elemenata rezultati neće biti točni. Na slici 44. prikazana je konvergencija rezultata naprezanja u odnosu na broj konačnih elemenata sklopa.

**Slika 44. Konvergencija rezultata naprezanja u odnosu na broj konačnih elemenata**

5. REZULTATI ANALIZE

Nakon što su napravljeni 3D modeli te su napravljeni svi koraci opisani u poglavlju 4. moguće je pokrenuti analizu konačnim elementima. Kao što je ranije rečeno napravljeno je sedam slučajeva opterećenja te su dobiveni rezultati za naprezanje, pomake i deformacije za svaki pojedini model. Najveća naprezanja su na zubu pošto su tamo narinuta i sva opterećenja. Naprezanja na kosti su manja nego na zubu i nalaze se u zubnoj šupljini dok su na PDL-u naprezanja zanemariva svega par MPa. Najveća naprezanja na PDL-u se javljaju po rubovima kao što je rečeno u prvom poglavlju ovog rada. Na PDL-u se javljaju velike deformacije zbog izrazito malog modula elastičnosti i velike elastičnosti. Deformacije zuba su izrazito niske vrijednosti zbog visoke tvrdoće zuba. U slučajevima gdje djeluje ortodonska sila javljaju se deformacije na mjestima djelovanja koncentrirane ortodonske sile. Deformacije kosti su najveće vrijednosti na mjestima gdje gornji dio korjena zuba dodiruje kost tj. u vrhu zubne šupljine. Naprezanja, pomaci i deformacije kosti su zanemarivo malih vrijednosti što potvrđuje činjenicu da bravica „edgewise“ proteze ne može oštetiti kost zuba.

5.1. Rezultati analize za sve slučajeve

U tablicama 4, 5 i 6. se nalaze podaci za maksimalna naprezanja, pomake i deformacije za pojedini model. Crvenom bojom su označeni slučajevi gdje se javlja najveće naprezanje, pomak ili deformacija.

Tablica 4. Rezultati analize za zub

| Slučaj opterećenja | Maksimalno naprezanje [MPa] | Maksimalni pomak [mm] | Maksimalne deformacije [%] |
|--------------------|-----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| 1 | 208.8 | 4.853e⁻² | 0.33 |
| 2 | 213 | 3.513e ⁻³ | 0.14 |
| 3 | 179.4 | 6.136e ⁻³ | 0.12 |
| 4 | 311.4 | 9.538e ⁻³ | 0.21 |
| 5 | 211.5 | 4.572e ⁻² | 0.32 |
| 6 | 199.6 | 4.327e ⁻² | 0.31 |
| 7 | 314.6 | 3.9e ⁻² | 0.22 |

Tablica 5. Rezultati analize za PDL

| Slučaj opterećenja | Maksimalno naprezanje [MPa] | Maksimalni pomak [mm] | Maksimalne deformacije [%] |
|--------------------|-----------------------------|-----------------------|----------------------------|
| 1 | 8.64 | 1.403e ⁻² | 12.26 |
| 2 | 0.78 | 8.721e ⁻⁴ | 1.43 |
| 3 | 1.26 | 1.219e ⁻³ | 2.719 |
| 4 | 1.84 | 1.707e ⁻³ | 4.079 |
| 5 | 7.94 | 1.354e ⁻² | 11.5 |
| 6 | 7.38 | 1.313e ⁻² | 11.06 |
| 7 | 7.13 | 1.114e ⁻² | 13.88 |

Tablica 6. Rezultati analize za kost

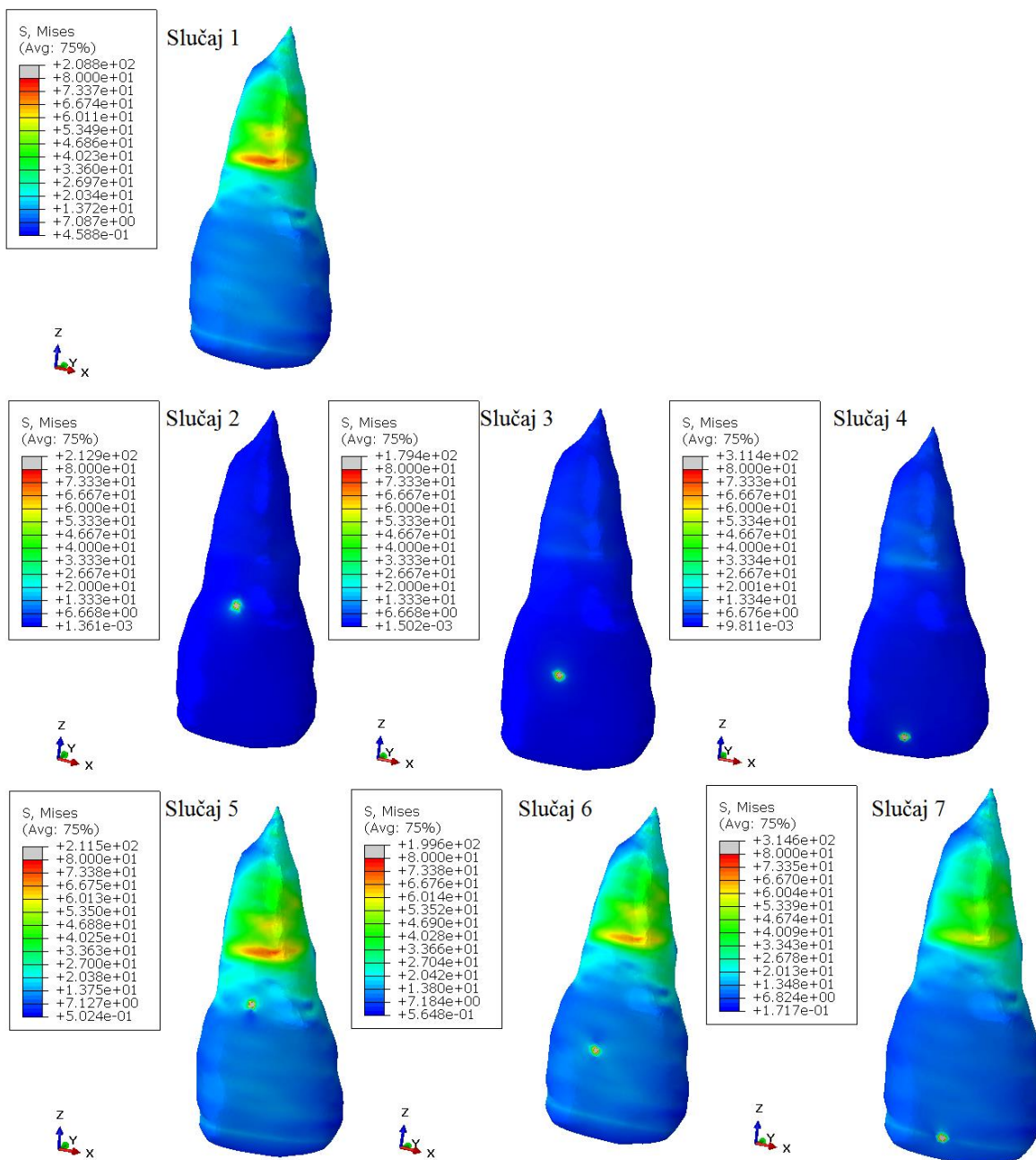
| Slučaj opterećenja | Maksimalno naprezanje [MPa] | Maksimalni pomak [mm] | Maksimalne deformacije [%] |
|--------------------|-----------------------------|-----------------------|----------------------------|
| 1 | 26.17 | 8.263e ⁻⁴ | 0.1817 |
| 2 | 0.77 | 4.542e ⁻⁵ | 0.0072 |
| 3 | 1.16 | 6.771e ⁻⁵ | 0.0086 |
| 4 | 1.58 | 9.183e ⁻⁵ | 0.0117 |
| 5 | 26.67 | 8.105e ⁻⁴ | 0.1815 |
| 6 | 26.71 | 7.865e ⁻⁴ | 0.1808 |
| 7 | 24.33 | 6.336e ⁻⁴ | 0.0962 |

Naprezanja, pomaci i deformacije izazvani samo ortodonskim silama su maleni zato je potrebno „edgewise“ protezu nositi duže vrijeme da bi se omogućio željeni pomak i rotacija zuba. Da su ti iznosi veći došlo bi do trajnog oštećenja zuba ili zubne kosti. Može se primjetiti da kada se bravica nalazi bliže žvačnim površinama zuba naprezanja i pomaci su malo veći. To znači da bi bilo moguće regulirati brzinu ispravljanja zubi položajem bravice na zubu, ali to u praksi nije izvedivo. Slučajevi gdje djeluje ortodonska sila i žvačna sila maksimalna naprezanja nisu veća u odnosu na slučajeve gdje djeluje samo ortodonska sila zato jer su ortodonske sile definirane

kao koncentrirane sile pa se javljaju velika naprezanja samo u jednom čvoru ili elementu dok u stvarnosti bravica „edgewise“ naprave zauzima određenu površinu.

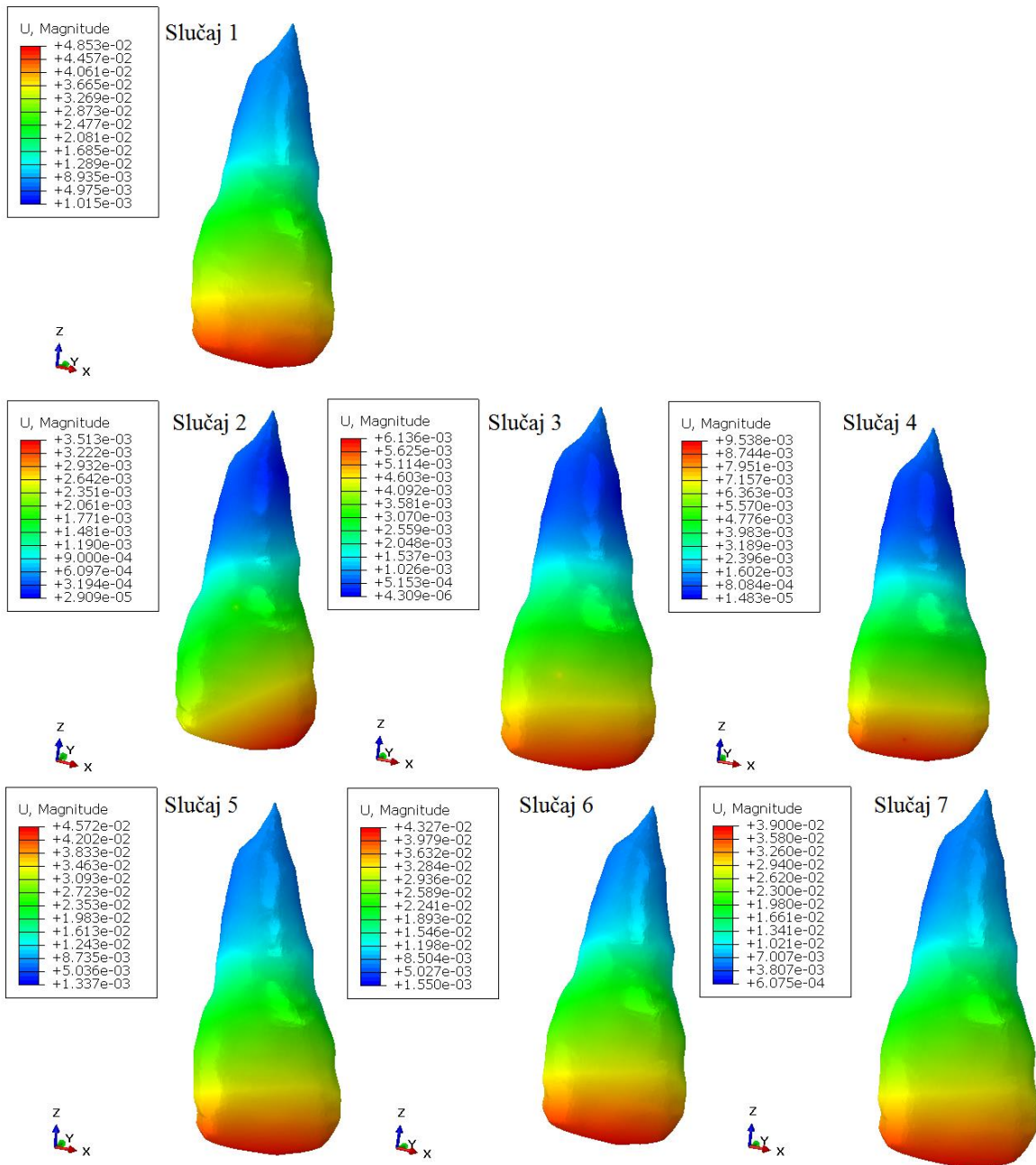
5.1.1. Rezultati analize za zub

Naprezanje



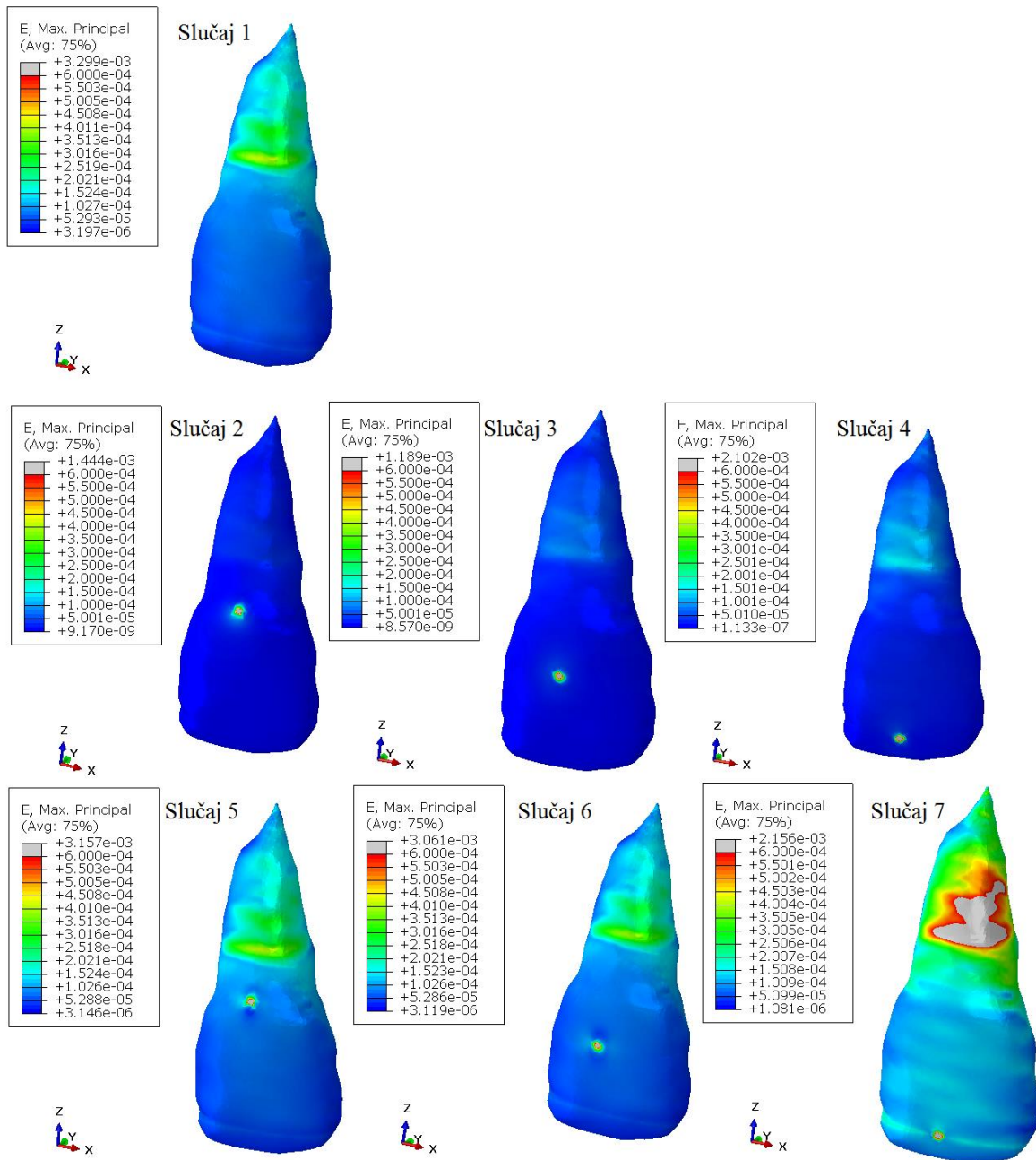
Slika 45. Prikaz raspodjele naprezanja zuba za svih sedam slučajeva opterećenja

Pomak



Slika 46. Prikaz pomaka zuba za svih sedam slučajeva opterećenja

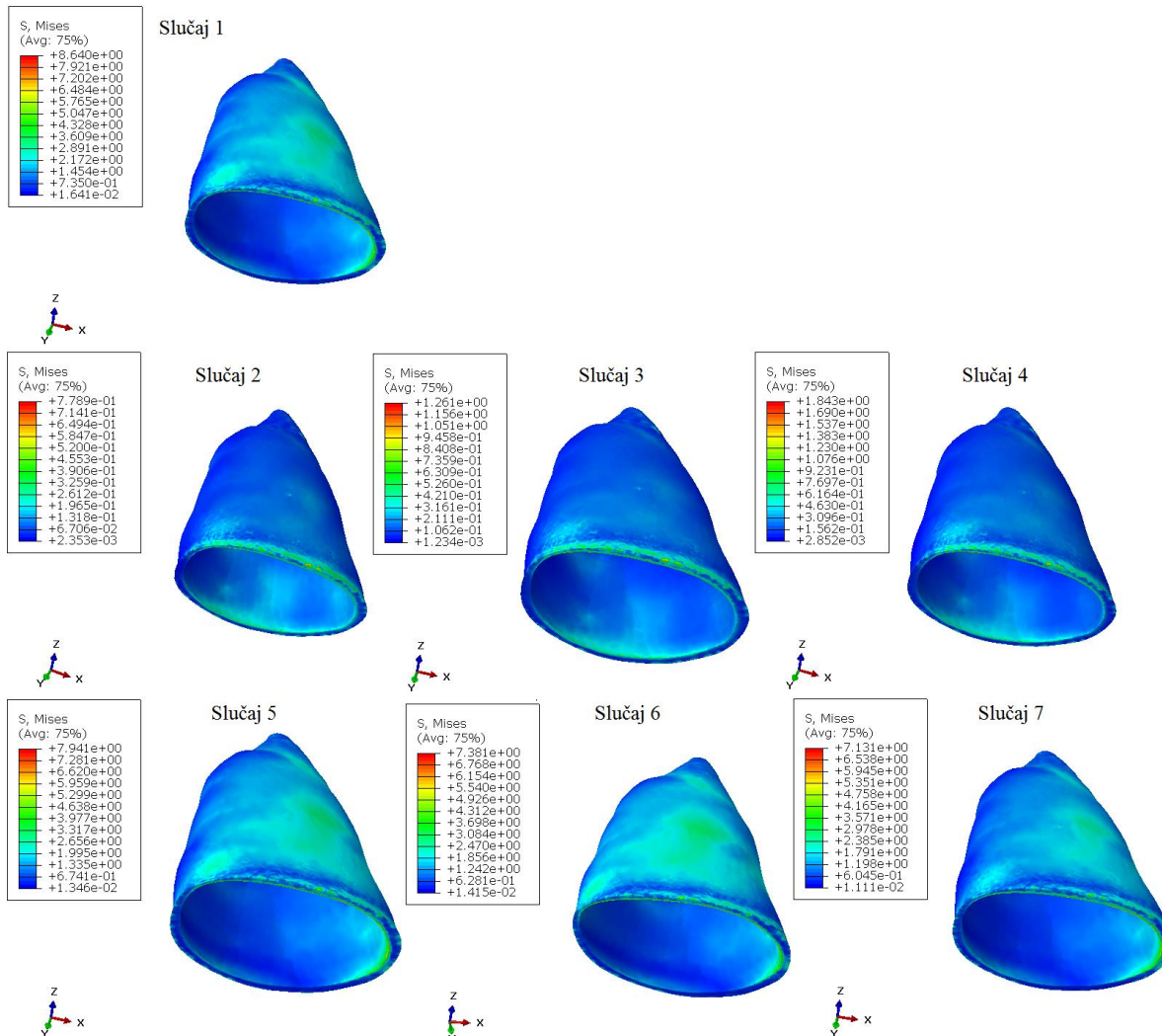
Deformacije



Slika 47. Prikaz raspodjele deformacija zuba za svih sedam slučajeva opterećenja

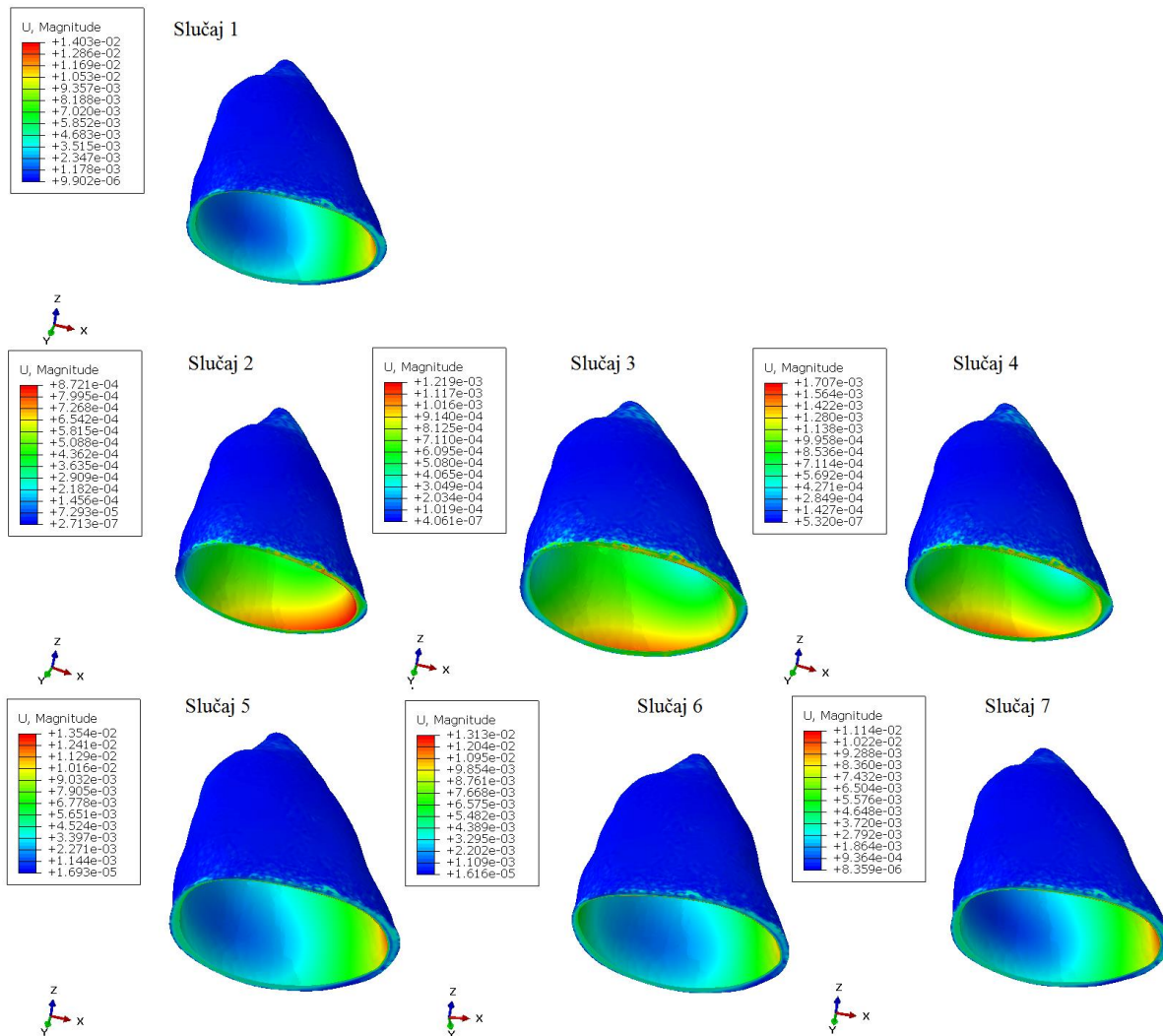
5.1.2. Rezultati analize za PDL

Naprezanje



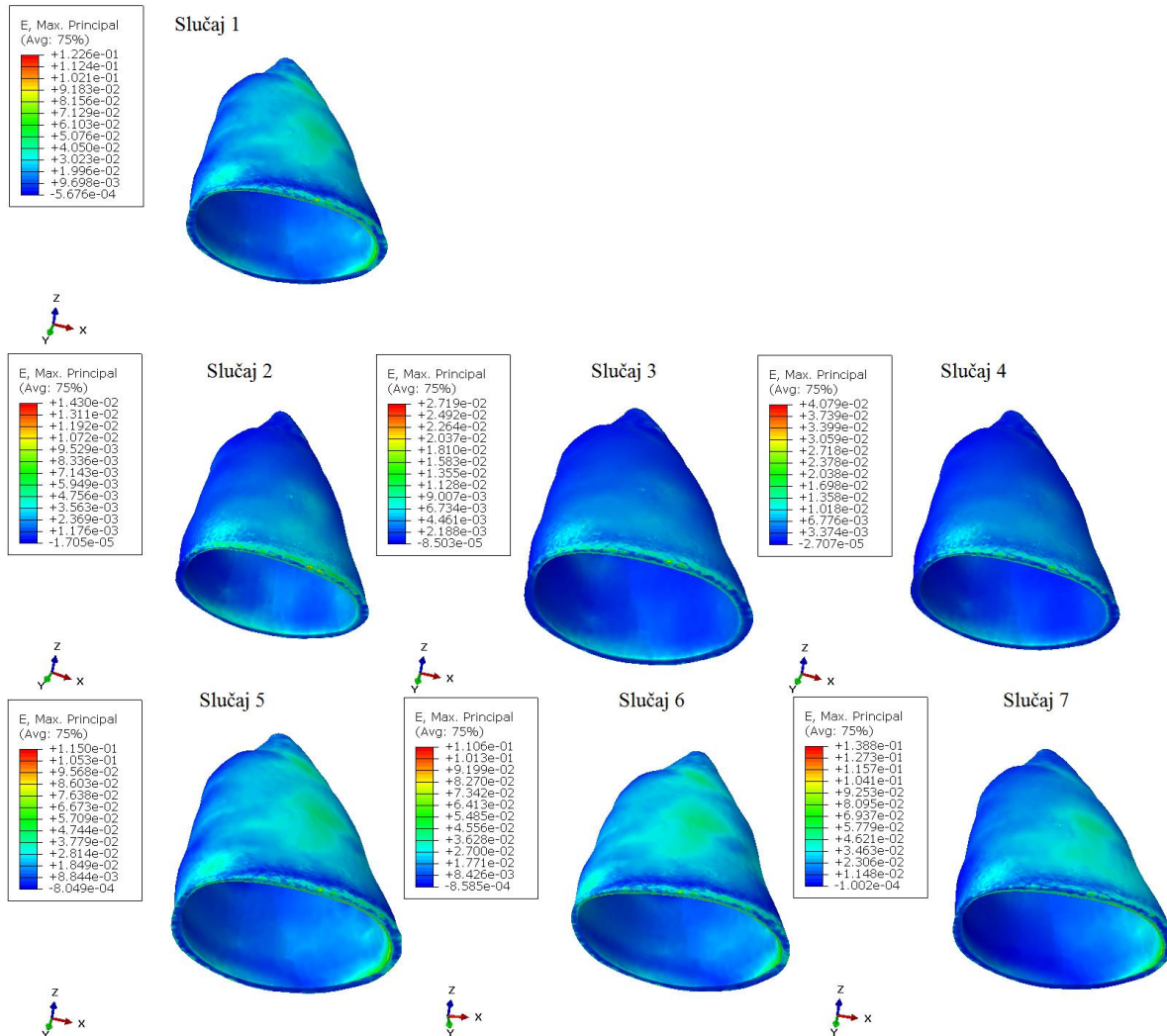
Slika 48. Prikaz raspodjele naprezanja PDL-a za svih sedam slučajeva opterećenja

Pomak



Slika 49. Prikaz pomaka PDL-a za svih sedam slučajeva opterećenja

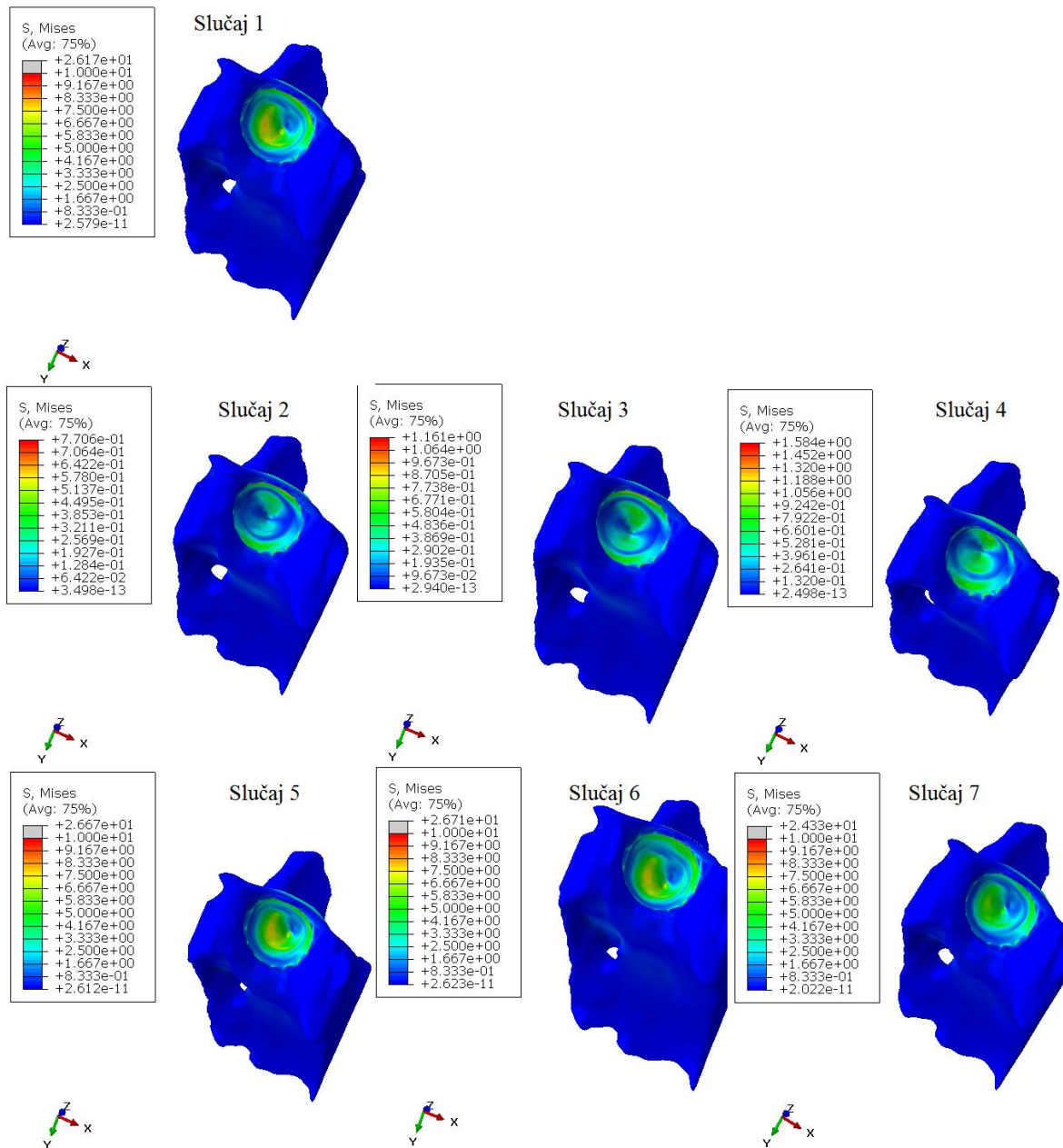
Deformacije



Slika 50. Prikaz raspodjele deformacija PDL-a za svih sedam slučajeva opterećenja

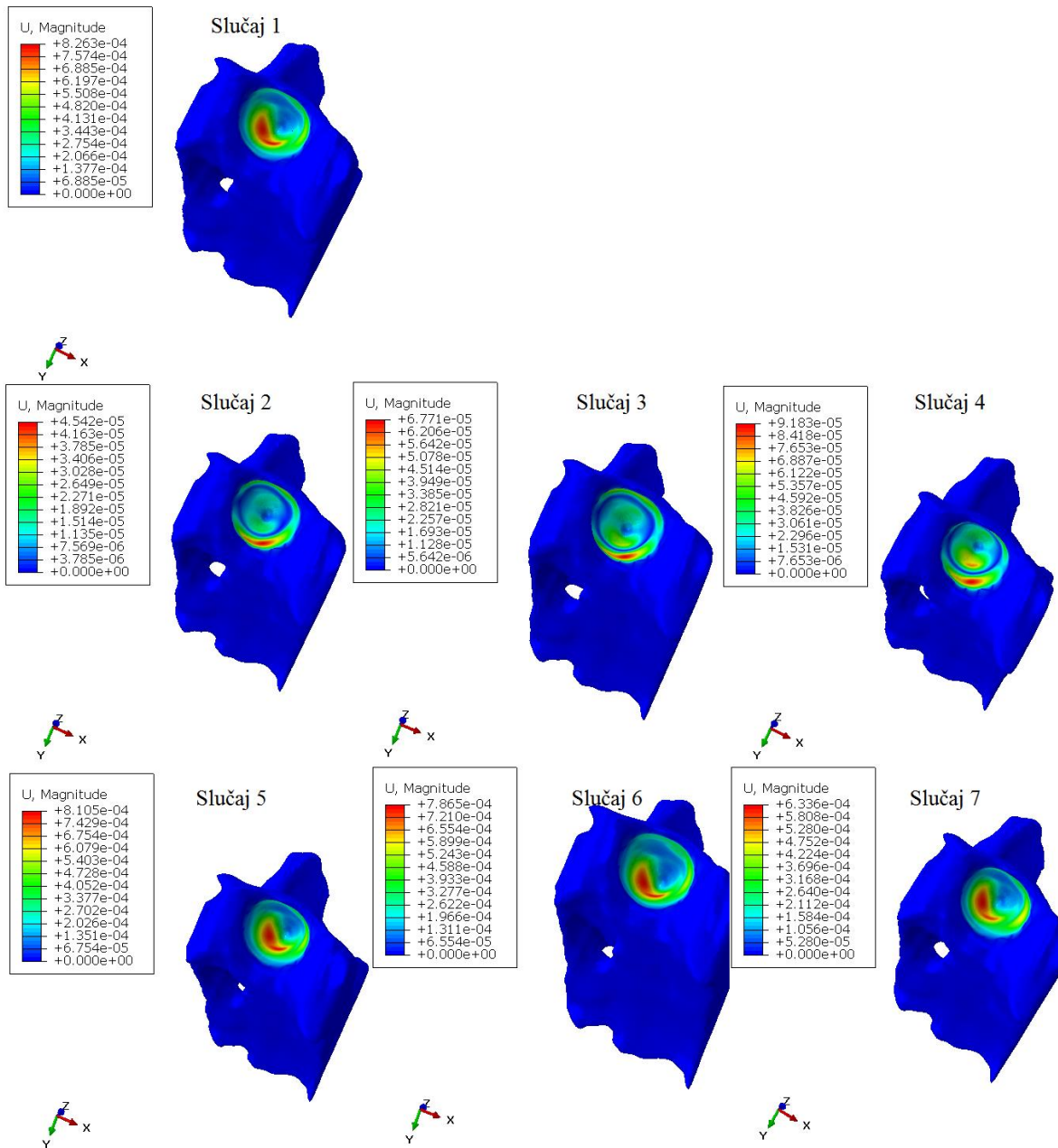
5.1.3. Rezultati analize za kost

Naprezanje



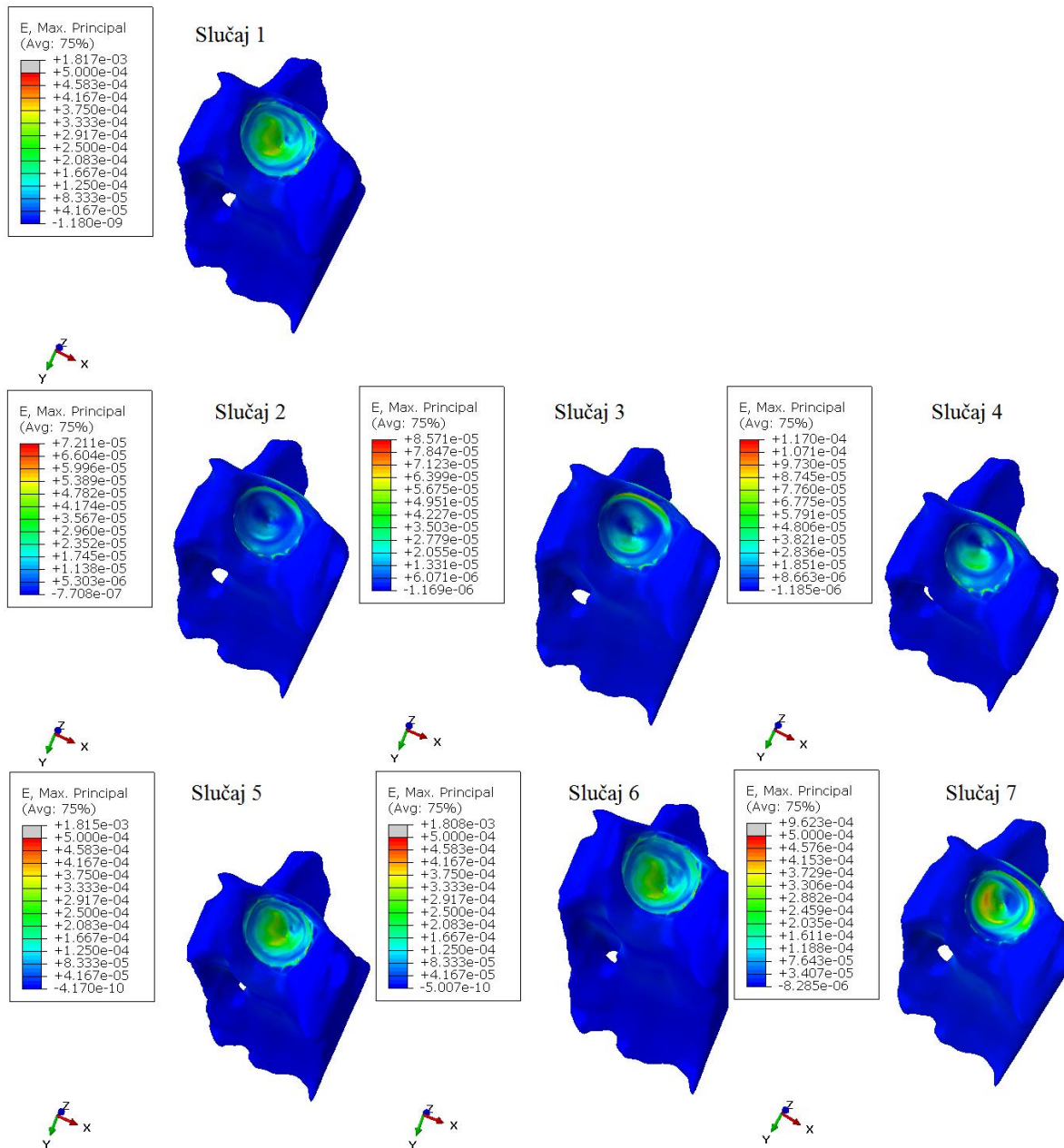
Slika 51. Prikaz raspodjele naprezanja kosti za svih sedam slučajeva opterećenja

Pomak



Slika 52. Prikaz pomaka kosti za svih sedam slučajeva opterećenja

Deformacije



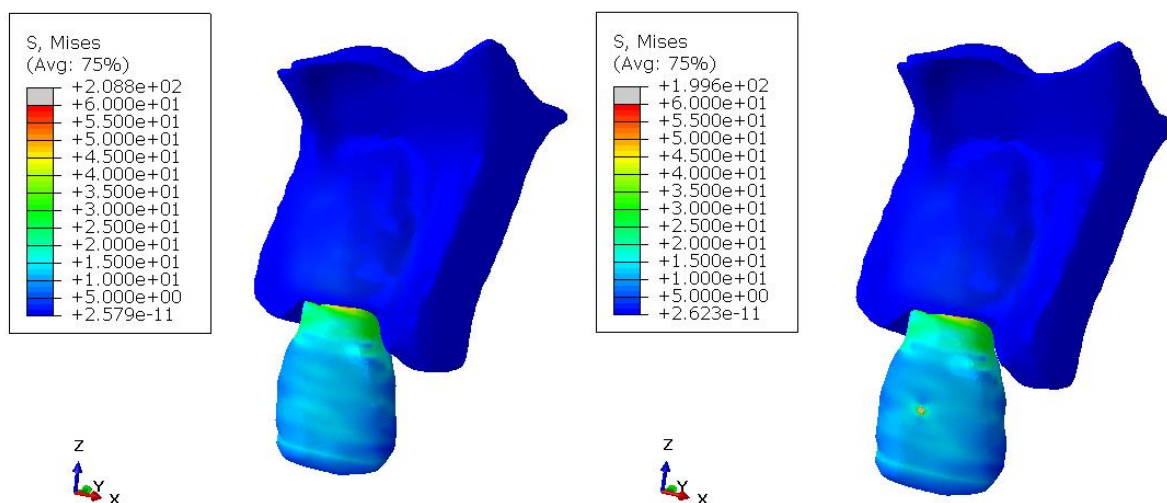
Slika 53. Prikaz raspodjele deformacija kosti za svih sedam slučajeva opterećenja

5.2. Usporedba slučaja 1 i 6

Slučaj 1 i 6 su zanimljivi za usporedbu. Naime mjesto gdje se nalazi ortodonska sila u slučaju 6 je najčešće mjesto gdje se u praksi stavlja bravica proteze. Iz priloženih rezultata u ovom poglavlju može se viditi raspodjela naprezanja, pomaka i deformacija zuba tokom žvakanja kod osobe koja ima „edgewise“ napravu i one koja nema.

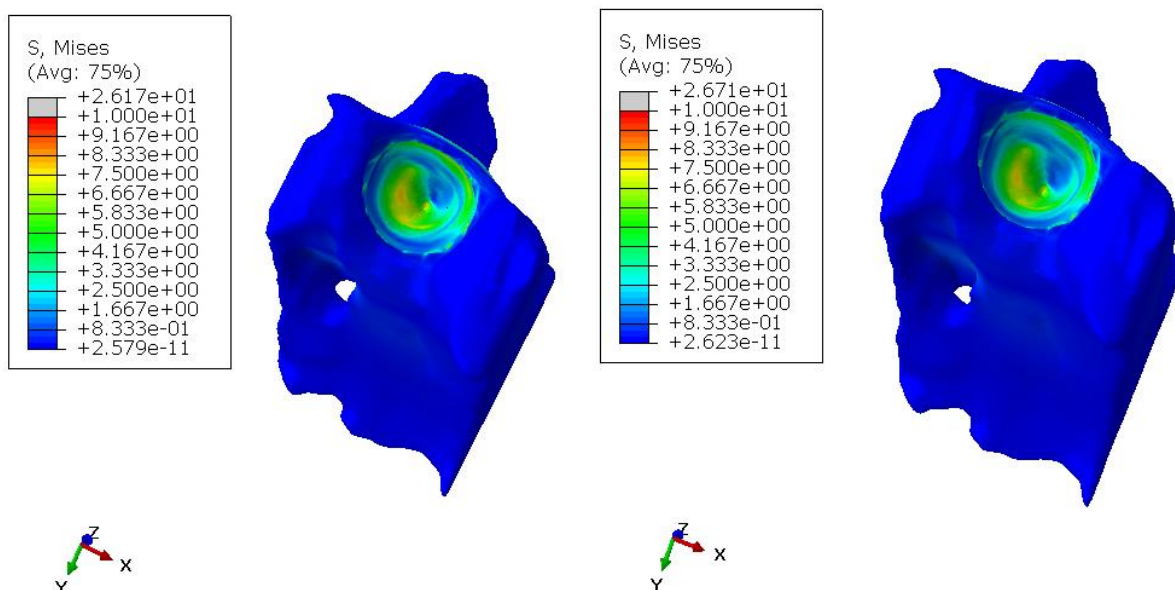
5.1.1. Naprezanje

Naprezanja uslijed žvačne sile najveća su u korjenu zuba kao što je vidljivo na slici 54. Bravica proteze ne utječe na maksimalna naprezanja zuba. Javljaju se koncentrirana naprezanja na mjestu gdje se nalazi sama bravica.



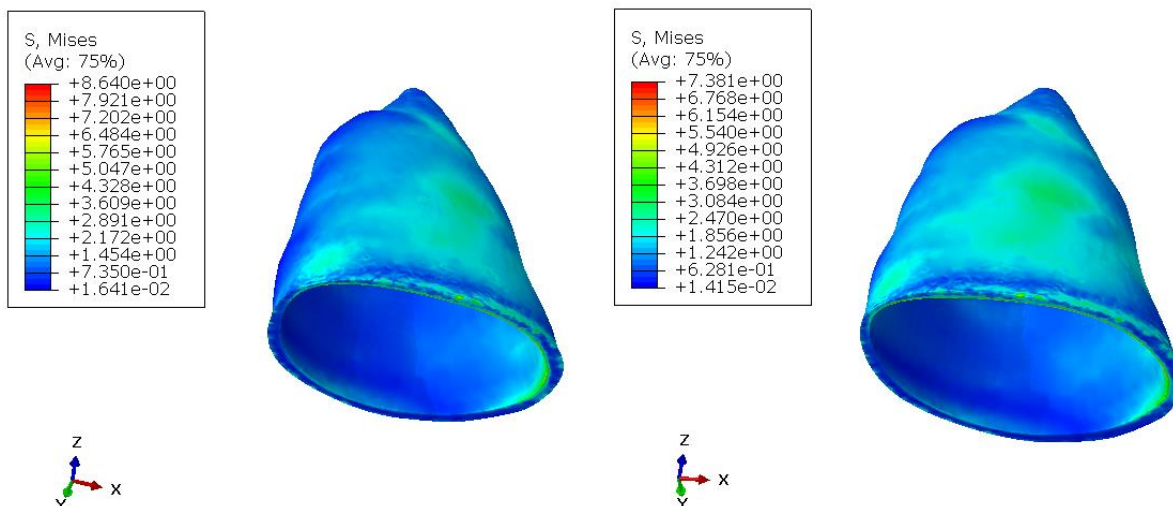
Slika 54. Naprezanja sklopa za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

Kod kosti naprezanja se javljaju u zubnoj šupljini. Najveća naprezanja pokazana na slici 55. su na mjestima gdje zub pritišće PDL pa i samim time kost tokom žvakanja. Iznos naprezanja je red veličine manji nego na zubu pa su ona zanemariva kad se uzme u obzir modul elastičnosti kosti.



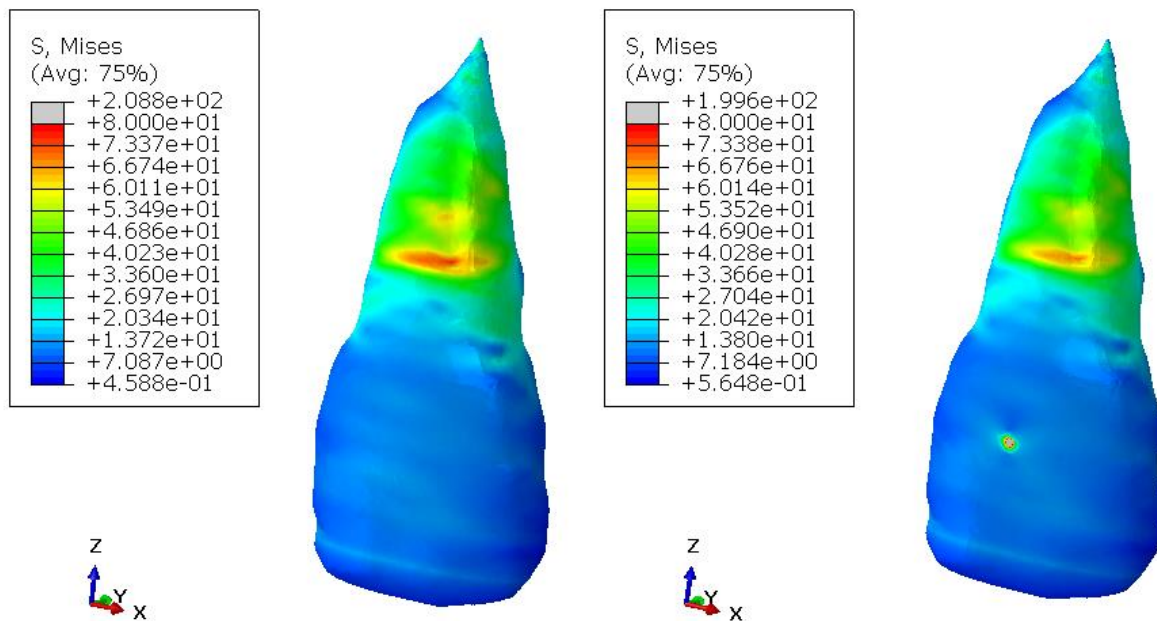
Slika 55. Naprezanja kosti za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

Najveća naprezanja kod PDL-a (Slika 56.) javljaju se po rubu. Također se javljaju naprezanja gdje se zub naslanja na kost tokom žvakanja. Iznos naprezanja je jako malen, a razlog tome je velika elastičnost PDL-a kao i svakog ligamenta u ljudskom tijelu.



Slika 56. Naprezanja PDL-a za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

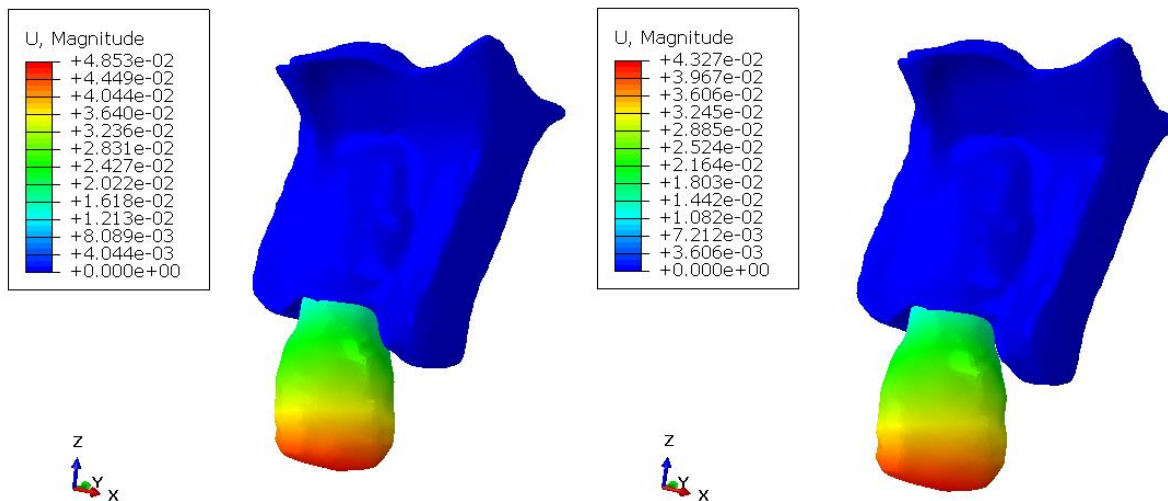
Kao što je već rečeno bravica proteze stvara samo koncentrirana naprezanja na mjestu gdje se nalazi i ne utječe na maksimalna naprezanja tokom žvakanja. Bitno je primjetiti da se jedino na modelu zuba vidi razlika u naprezanjima za slučaj 1 i 6 kao što je vidi na slici 57. Na drugim modelima razlike u naprezanjima su jako malene.



Slika 57. Naprezanja zuba za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

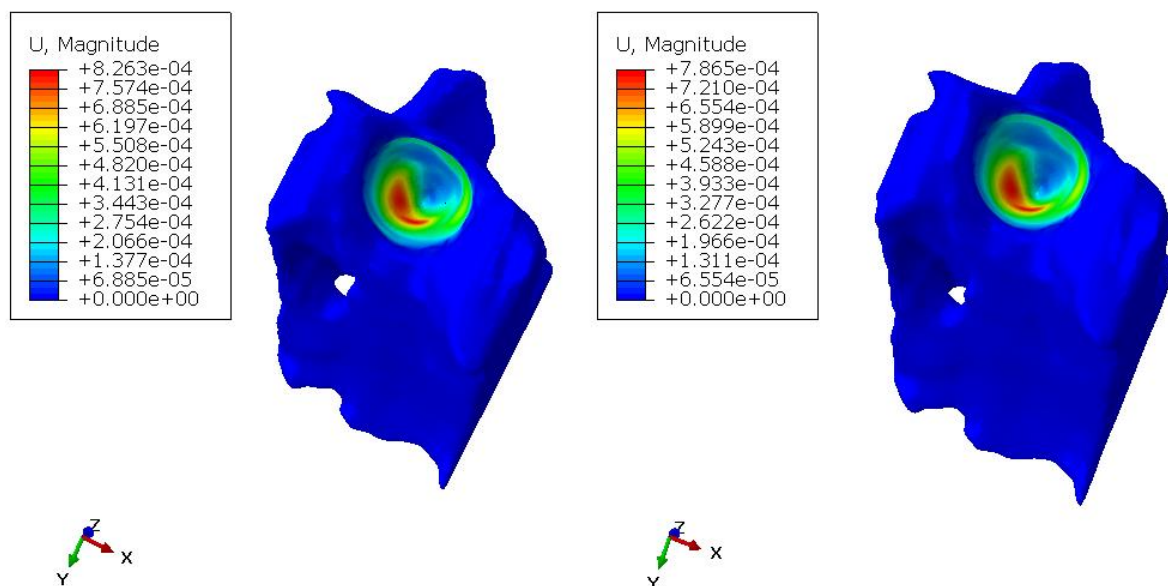
5.1.2. Pomaci

Na slici 58. možemo vidjeti da kod slučaja 1 gdje imamo samo žvačnu silu maksimalne vrijednosti pomaka su čak veće nego za slučaj 6 gdje imamo ortodonsku i žvačnu silu.



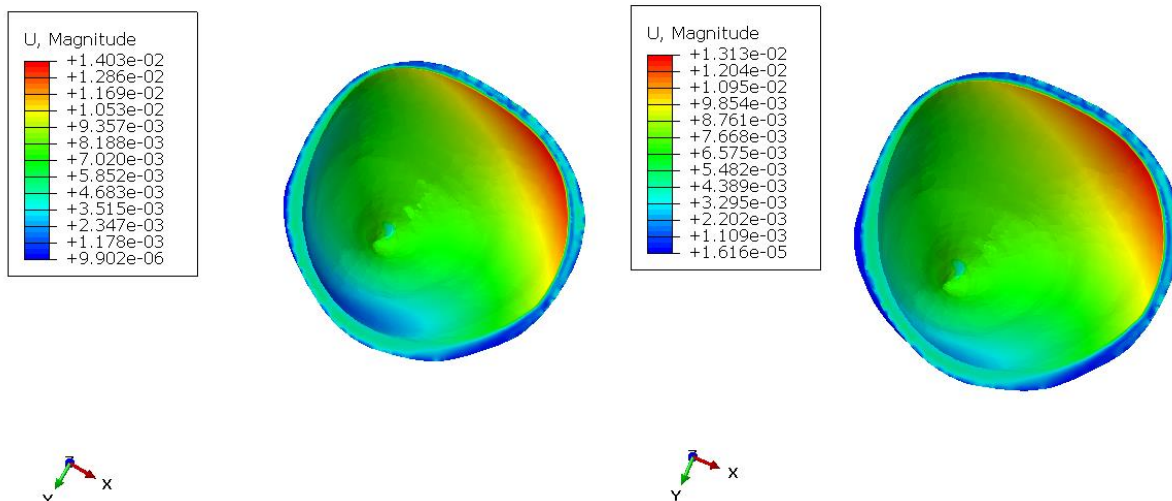
Slika 58. Pomaci sklopa za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

Pomaci kod kosti su najveći na mjestima gdje se zub naslanja na kost kao što je bilo i kod naprezanja. Zanimljivo je da su pomaci dva reda veličine manji nego na zubu kao što se vidi na slici 59.



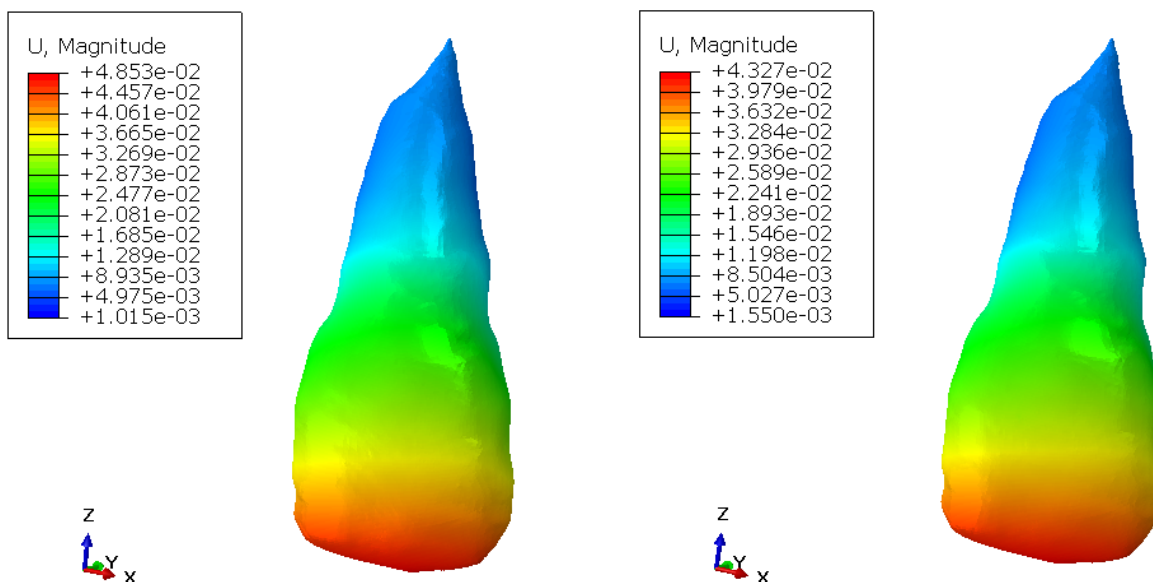
Slika 59. Pomaci kosti za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

Kod PDL-a pomaci su maksimalni na mjestima naslanjanja zuba. Kao što pokazuje slika 60. pomaci se linearno mjenjanju od maksimuma na mjestu naslanjanja zuba do minimalnih na suprotnoj strani.



Slika 60. Pomaci PDL-a za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

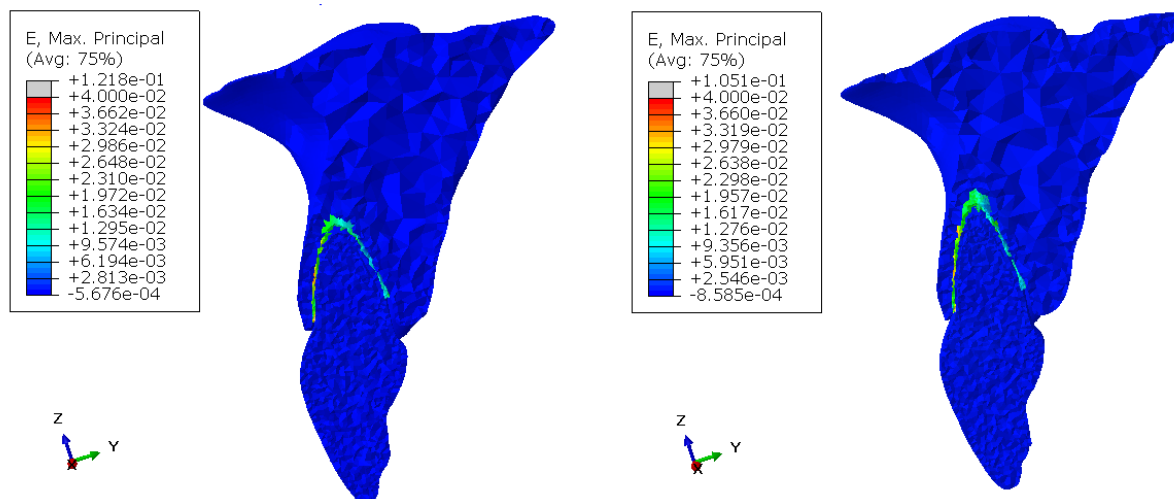
Na slici 61. se bolje vidi razlika u raspodjeli pomaka zuba za slučaj 1 i 6.



Slika 61. Pomaci zuba za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

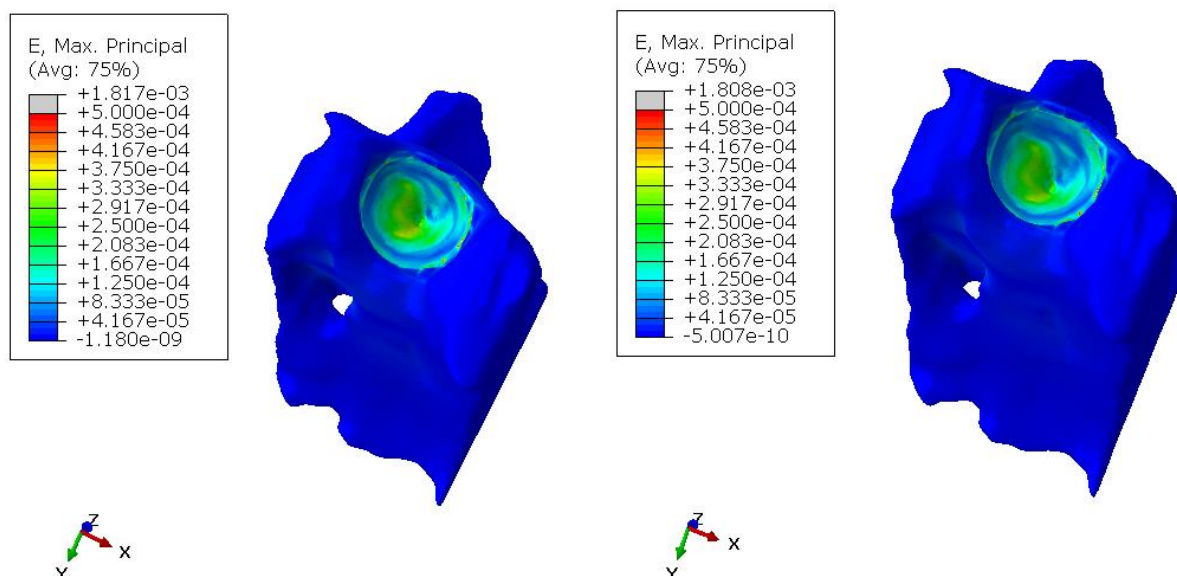
5.1.3. Deformacije

Na slici 62. možemo viditi da su maksimalne deformacije daleko najveće na PDL-u što je posljedica materijalnih svojstava samog PDL-a (nizak modul elastičnosti i veliki Poissonov faktor). Razlike u iznosu deformacija sa slučaj 1 i 6 su zanemarive.



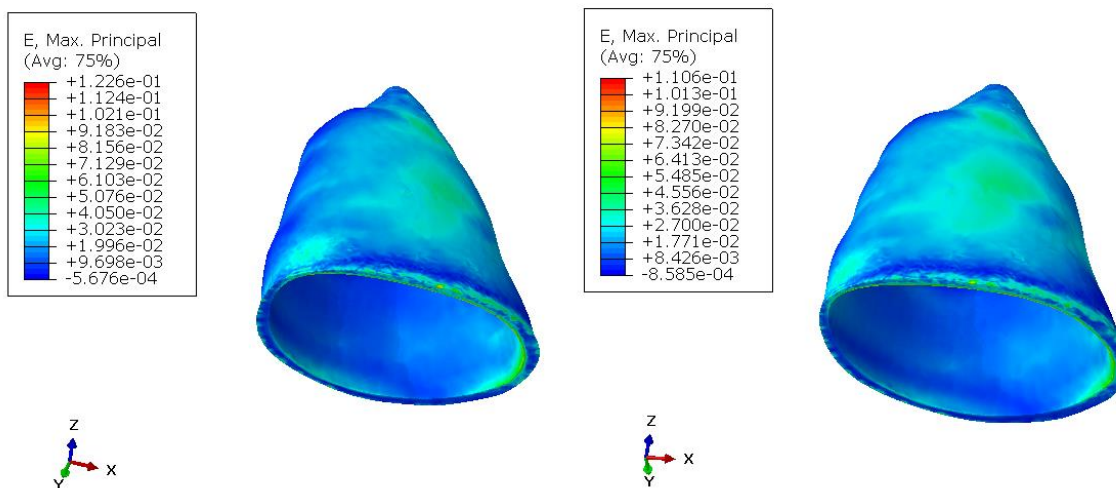
Slika 62. Deformacije sklopa za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

Maksimalne deformacije (Slika 63.) kod kosti se javljaju na mjestima gdje vrh korjena zuba dodiruje kost i gdje rubovi PDL-a dodiruju kost. Nema gotovo nikakvih razlika u odnosu za slučaj 1 i 6.



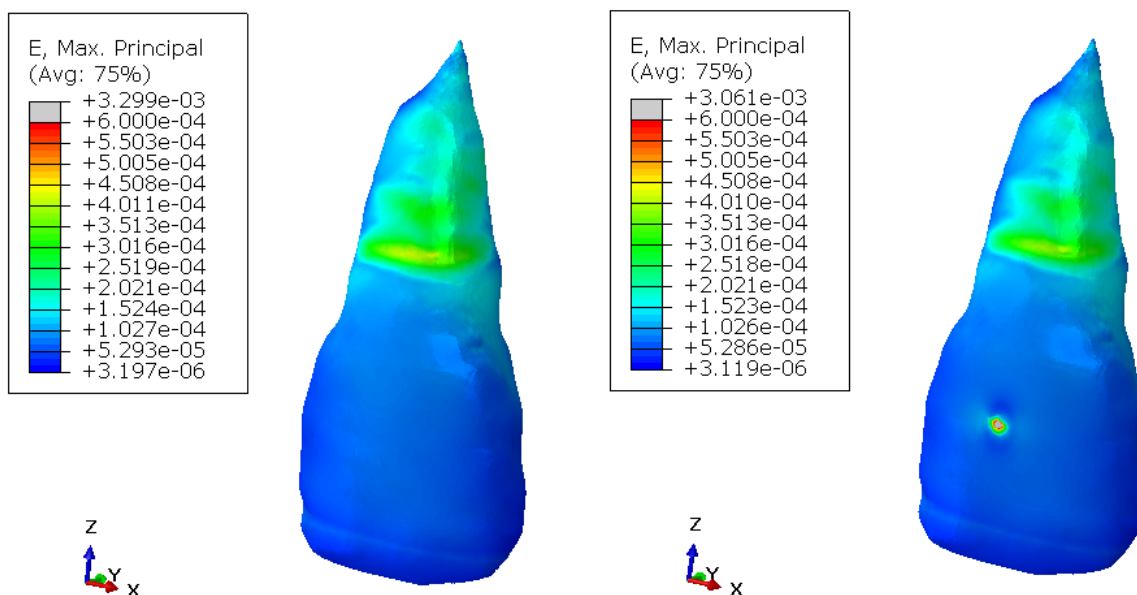
Slika 63. Deformacije kost za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

Na rubovima PDL-a javljaju se velike deformacije (Slika 64.) kao što je već rečeno. Iznos ti deformacija u nekim slučajevima iznosi čak 12%.



Slika 64. Deformacije PDL-a za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

Kod zuba za slučaj 6 javljaju se najveće deformacije na mjesitima gdje se bravica proteže učvšćuje za zub te na mjestima gdje se zub naslanja na kost (Slika 65.).



Slika 65. Deformacije zuba za slučaj 1 (lijevo) i slučaj 6 (desno)

6. ZAKLJUČAK

U ovom radu napravljena je analiza naprezanja, pomaka i deformacija jednokorjenskog zuba, njegovog parodontnog ligamenta i kosti s obzirom na položaj bravice fiksnog ortodonskog aparata. Definirano je sedam slučajeva opterećenja s obzirom na ortodonske sile i žvačnu silu. 3D modeli napravljeni su u programskom paketu „*Mimics 17*“ pomoću 377 CBCT snimaka anonimnog pacijenta kojemu je preporučena ortodonska terapija. Potom su modeli prebačeni u programski paket „*Abaqus*“ gdje je napravljena analiza konačnim elementima. Rezultati analize prikazani su u zadnjem poglavlju rada. Spomentua „*edgewise*“ naprava se koristi već 80 godina. Naprava je vrlo jednostavna i radi na vrlo jednostavan biomehanički princip, silama opruge pomiče zube u željeni položaj. Bravice proteze se lijepe na caklinu zuba pa se javljaju koncentrirana naprezanja koja potencijalno mogu oštetiti zub. Život sa „*edgewise*“ napravom nije ugodan jer se komadići hrane zaglave između opruge u zuba. Također estetski ova naprava na zubima ne izgleda poželjno pa je potrebno svesti vrijeme nošenja na minimum. U rezultatima analize ovog rada možemo vidjeti utjecaj položaja bravice proteze na naprezanja u zubu što znači da bi položajem bravice na zubu mogli utjecati na brzinu ispravljanja zubi. To je u praksi teško izvedivo, ali razvojem strojeva kao što su CBCT moguće je brzo doći do valjanog 3D modela čeljusti i zuba. Iako je i danas praksa da se prije stavljanja bravice uzima otisak zubala, taj otisak nije idealan te kvaliteta proteze ovisi o vještini stomatologa. Sa 3D modelima mogla bi se napraviti simulacija djelovanja „*edgewise*“ naprave na biomehaniku zuba pa samim time i optimalan raspored bravica na svakom zubu. Na taj način smanjilo bi se vrijeme potrebno da se zubi vrate u pravilan položaj.

LITERATURA

- [1] Špalj, S.: Ortodonski priručnik, Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci, Rijeka, 2012.
- [2] Leder, J.: Diplomski rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb 2008.
- [3] Laper, V.: Ortodonske naprave, Školska knjiga Zagreb, 1992.
- [4] <http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/Medojevi%C4%87-D.-et-al.-%E2%80%93Cone-Beam-%E2%80%93kompjutorizirana-tomografija.pdf>, lipanj 2016.
- [5] <http://www.perfendo.org/docs/CBCT/CBCThowdoesitworkScarfeetal2008.pdf>, lipanj 2016.
- [6] http://c.ymcdn.com/sites/www.aaomr.org/resource/resmgr/2012_Uploads/AAOMR2011_medium.pdf, lipanj 2016.
- [7] http://www.sfzg.unizg.hr/_download/repository/2012_morfologija_vjezba_8_ljetni_CA_KLINA.pdf, lipanj 2016.
- [8] http://www.sfzg.unizg.hr/_download/repository/2012_morfologija_vjezba_11_ljetni_PARODONT.pdf, lipanj 2015.
- [9] <http://materials.mie.uth.gr/attachments/article/64/Emodulusofhumanteeth.pdf>, lipanj 2016.
- [10] Mimics 17
- [11] Creo 2.0
- [12] Abaqus 6.13

PRILOZI

I. CD-R disc